

Aus dem Fachbereich Medizin der Philips-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit der

Orthopädischen Klinik Kassel

Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. W. Siebert

**Vergleich klinischer und radiologischer Ergebnisse
roboterassistierter und konventionell implantierter
Kniegelenksendoprothesen**

INAUGURAL-DISSERTATION

Zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Mohammad Rauf Ahmadian

aus Sardasht / Iran

Marburg 2007

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
am 20. Dezember 2007

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. med. M. Rothmund

Referent: Prof. Dr. med. W. Siebert

Korreferent: Prof. Dr. Dr. med. A. Wilke

2. Korreferent: Prof. Dr. med. S. Fuchs-Winkelmann

Meiner Frau Emine und meinen Kindern Alan und Elâ gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	7
1.1	Historischer Überblick über die Endoprothetik am Kniegelenk	7
1.2	Die geschichtliche Entwicklung der Robotik und Navigation	10
1.3	Zielsetzung der Arbeit	14
2	MATERIAL UND METHODE	16
2.1	Prothesenklassifikationen	16
2.1.1	Unikondylärer Oberflächenersatz (Schlittenprothese)	17
2.1.2	Bikondylärer Oberflächenersatz	17
2.1.3	Teilgekoppelte Knie totalendoprothesen	19
2.1.4	Vollgekoppelte Knie totalendoprothesen	19
2.2	Verwendete Prothesenmodelle	20
2.2.1	NexGen-CR-Kniesystem	20
2.2.2	Search Evolution	22
2.3	Indikationsstellung zur Implantation einer Oberflächenprothese und Patellarückflächenersatz	23
2.4	Operationstechnik der manuell implantierten Endoprothese NexGen Typ CR	25
2.4.1	Präoperative Planung	25
2.4.2	Operatives Vorgehen	25
2.5	Operationsverfahren für roboterassistierte Knieendoprothesen Implantation	34
2.5.1	Pinsetzung	34
2.5.2	CT-basierte 3-D-Planung	35
2.5.3	Roboterassistierte Operationstechnik	39
2.6	Studiendesign	41
2.7	Klinische Untersuchung	42
2.7.1	Patientenerhebungsbogen	42
2.7.2	Knee-Society-Score	43
2.8	Röntgendiagnostik	44
2.8.1	Röntgenganzbeinaufnahme	44
2.8.2	Patellaaufnahme	44
2.8.3	Winkel- und Achsenbestimmung	44
2.9	Nachbehandlung	45
2.9.1	Postoperative Schmerzbehandlung	45
2.9.2	Thromboseprophylaxe	46
2.9.3	Krankengymnastik und physikalische Therapie	46
2.9.4	Mobilisation in Narkose	48
2.10	Rehabilitation und Nachuntersuchung	48
2.11	Statistische Auswertung	48

3	ERGEBNISSE	50
3.1	Patientendaten roboterassistierter Knieendoprothesen	50
3.1.1	Patientenanzahl	50
3.1.2	Prothesenmodelle	51
3.1.3	Geschlechterverteilung	51
3.1.4	Altersverteilung	51
3.1.5	BMI	52
3.1.6	Seitenverteilung	53
3.1.7	Klinische Resultate	54
3.1.7.1	<i>Schmerz</i>	54
3.1.7.2	<i>Beweglichkeit</i>	55
3.1.7.3	<i>Stabilität</i>	55
3.1.7.4	<i>Gehstrecke</i>	56
3.1.7.5	<i>Treppensteigen</i>	57
3.1.7.6	<i>Kniescore</i>	57
3.1.7.7	<i>Funktionsscore</i>	58
3.1.7.8	<i>Gesamtscore</i>	59
3.1.8	Röntgenologische Auswertung	59
3.1.8.1	<i>Mechanische Beinachse</i>	59
3.1.8.2	<i>Implantatlage femoral</i>	61
3.1.8.3	<i>Implantatlage tibial</i>	62
3.1.9	Operationsdauer	62
3.1.10	Komplikationen	63
3.2	Patientendaten manuell implantierter Knieendoprothesen	64
3.2.1	Patientenanzahl	64
3.2.2	Prothesenmodelle	64
3.2.3	Geschlechtsverteilung	64
3.2.4	Altersverteilung	65
3.2.5	BMI	66
3.2.6	Seitenverteilung	66
3.2.7	Klinische Resultate	67
3.2.7.1	<i>Schmerz</i>	67
3.2.7.2	<i>Beweglichkeit</i>	67
3.2.7.3	<i>Stabilität</i>	68
3.2.7.4	<i>Gehstrecke</i>	68
3.2.7.5	<i>Treppensteigen</i>	69
3.2.7.6	<i>Kniescore</i>	69
3.2.7.7	<i>Funktionsscore</i>	70
3.2.7.8	<i>Gesamtscore</i>	70
3.2.8	Röntgenologische Auswertung	71
3.2.8.1	<i>Mechanische Beinachsen</i>	71
3.2.8.2	<i>Implantatlage femoral</i>	72
3.2.8.3	<i>Implantatlage tibial</i>	73
3.2.9	Operationsdauer	74
3.2.10	Komplikationen	74

3.3	Vergleich der beiden Gruppen	76
3.3.1	Geschlecht	76
3.3.2	Altersverteilung	77
3.3.3	BMI	78
3.3.4	Seitenverteilung	79
3.3.5	Klinische Resultate	79
3.3.5.1	<i>Kniescore</i>	79
3.3.5.2	<i>Funktionsscore</i>	81
3.3.5.3	<i>Gesamtscore</i>	83
3.3.6	Röntgenologische Auswertung	84
3.3.6.1	<i>Mechanische Beinachsen</i>	84
3.3.6.2	<i>Implantatlage femoral</i>	86
3.3.6.3	<i>Implantatlage tibial</i>	87
3.3.7	Operationsdauer	89
3.3.8	Komplikationen	89
4	DISKUSSION	91
4.1	Allgemein	91
4.2	Diskussion der klinischen Resultate	93
4.3	Diskussion der Achsenverhältnisse	97
4.4	Diskussion der Operationsdauer	103
4.5	Diskussion der Komplikationen	105
4.6	Schlussfolgerung und Ausblick	108
5	ZUSAMMENFASSUNG	109
6	ANHANG	111
6.1	Literaturverzeichnis	111
6.2	Abkürzungsverzeichnis	122
6.3	Anhang der Datenerfassungsbögen	123
6.3.1	Ergänzende Aufklärung zur multizentrische Studie (CASPAR)	123
6.3.2	Präoperativer Erhebungsbogen zur Knieprothese (CASPAR)	125
6.3.3	Erhebungsbogen bei Entlassung (CASPAR)	126
6.3.4	Nachuntersuchungsbogen (CASPAR)	127
6.3.5	Präoperativer Erhebungsbogen zur Knieprothese (NexGen)	128
6.3.6	Erhebungsbogen bei Entlassung (NexGen)	129
6.4	Lebenslauf	130
6.5	Verzeichnis der akademischen Lehrer	132
6.6	Danksagungen	133

1 Einleitung

1.1 Historischer Überblick über die Endoprothetik am Kniegelenk

Die Entwicklung der Knieendoprothetik von der Interpositionsarthroplastik bis zur modernen Oberflächenendoprothese hat über 100 Jahre gedauert.

Im Jahre 1861 versuchte Ferguson durch Resektion der gelenkbildenden Knochenteile des Knies eine bewegliche Pseudarthrose zu erzielen, was postoperativ häufig zu einer Ankylose führte. Um die Ankylose zu verhindern und die Schmerzen der Patienten zu reduzieren, schlug Verneuil vor, zwischen die resezierten Knochenenden Weichteile zu interponieren [Verneuil 1860]. Es wurden zahlreiche Versuche mit den unterschiedlichsten Interponaten wie Faszienlappen [Murphy 1905], tierische Membranen [Baer 1918], Nylonmembranen [Kuhns und Potter 1950] durchgeführt. Diese Methoden führten zwar zur Reduktion der Schmerzen, aber gleichzeitig musste man Instabilität in Kauf nehmen.

Eine Reihe von Entwicklungen und Entdeckungen schafften die Voraussetzungen für einen Gelenkersatz. Die von Joseph Lister (1827-1929) propagierte Antisepsis führte zu einer erheblichen Verbesserung der Operationsbedingungen und Reduktion der Komplikationen. Erstmals wurde 1846 eine Allgemeinnarkose durch William Thomas Green Morton (1818-1868) durchgeführt. Die Möglichkeiten der Narkose wurden dann von Carl Ludwig durch Lokal-, später auch Leitungsanästhesie verbessert, was zu einer wesentlichen Optimierung der Operationsbedingungen führte. Ein großer Gewinn für die orthopädische Diagnostik war im Jahr 1895 die Entdeckung von Röntgenstrahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen [Wessinghage 2000].

Ein Pionier der Knieendoprothetik war Themistokles Gluck; er hat mit seinen Entwicklungen das Verständnis seiner Kollegen überfordert und war seiner Zeit weit voraus. Er implantierte 1890 in Berlin die erste Knieendoprothese aus

Elfenbein (Abbildung 1) bei einem Patienten mit Kniegelenktuberkulose. Zum Fixieren der Scharnierprothese wurde ein Gemisch aus „Colophorium mit Bimmsstein oder Gyps“ benutzt [Gluck 1890 und 1891, Wessinghage 2000, Blömer 2000]; damit kam Knochenzement ein halbes Jahrhundert vor John Charnley, dem Begründer des Hüftgelenkersatzes, zur Anwendung. Dass Glucks Pionierleistungen beim Gelenkersatz scheiterten, lag an der falschen Indikation zur Operation und an mangelnder Sterilität. Hauptsächlich wurde bei Patienten mit Tuberkulose Kniegelenkersatz durchgeführt. Aufgrund der Tuberkulose kam es aber zu progredientem Gelenkzerfall mit Fistelung und Superinfektion.

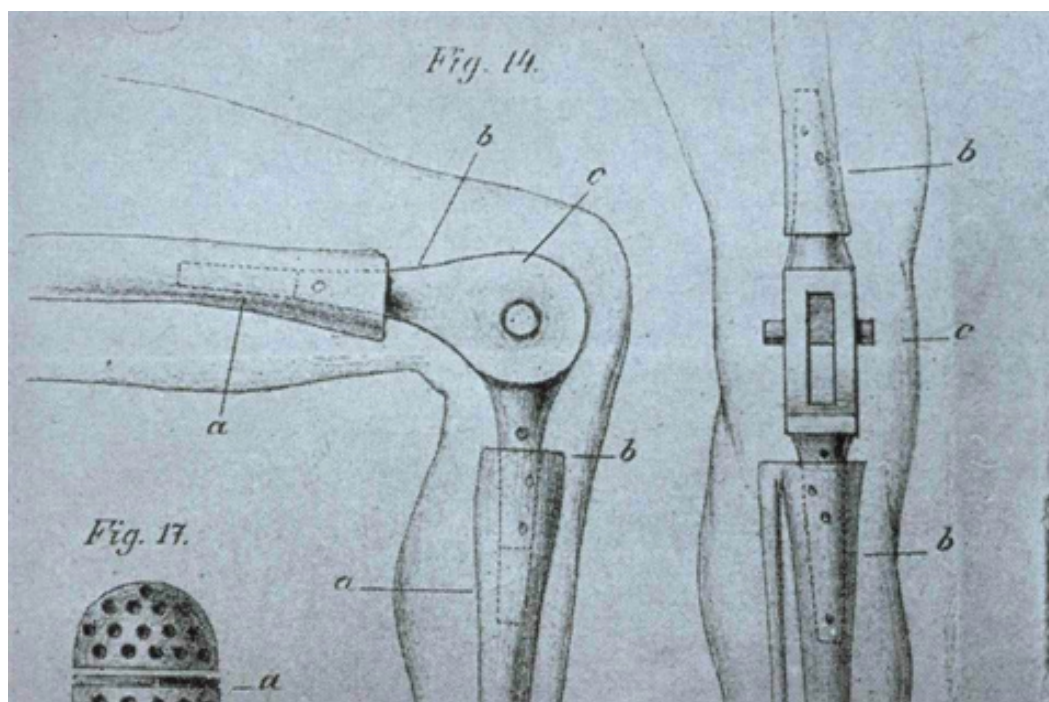


Abb. 1: Elfenbeinscharniergelenk in der Lage am Skelett

In den 40er und 50er Jahren des 20. Jahrhunderts kamen femorale und tibiale Hemiarthroplastiken aus Vitallium zum Einsatz. Willis Cambell implantierte 1940 ein Vitalliumimplantat auf das distale Ende des Femur. Jones et al. führten Ende der 60er Jahre eine Vitalliumprothese mit anatomisch geformten Kondylen [Jones et al. 1973] ein. Nachteil dieser Prothese war die Zerstörung des gegenüberliegenden tibialen Knorpels und Knochens.

In den 50er Jahren wurden ebenfalls Implantate von McKeever und MacIntosh vorgestellt, die nur die proximale Tibia versorgten. Diese Prothesen führten genau wie die femoralen Implantate zur Zerstörung der gegen-überliegenden Gelenkflächen [McKeever 1955, McIntosh 1958]. Die Langzeitergebnisse dieser Implantate waren sehr unterschiedlich, zeigten aber zum Teil in 60% der Fälle durchaus brauchbare Ergebnisse [Scott et al. 1985].

Schon 1940 wurden Scharniergelenke aus verschiedenen Werkstoffen hergestellt, die mit unterschiedlichem Erfolg bis in die 70er Jahre eingesetzt wurden. Die Walladius-Prothese war eine dieser Prothesen, die anfänglich aus Acryl, später aus Metall angefertigt wurde [Walladius 1957]. Im weiteren Verlauf wurde diese Prothese durch Shier und Young modifiziert [Shier 1954 und 1960, Young 1963 und 1965]. Diese Prothesen waren für die zementfreie Implantation hergestellt worden, weshalb sie für die Stabilisierung lange intramedulläre Schäfte hatten.

Der Übergang von zementfreier Implantation in zunehmende Zementierung wurde 1958 durch Charnley eingeleitet, der Polymethylmethacrylat-Zement zur Verankerung der Prothesenteile in den Knochen einführte [Charnley 1960].

Geschwand entwickelte mit seiner Arbeitsgruppe 1972 die GSB-Endoprothese (Geschwand-Scheier-Baehler). Es handelte sich um einen biomechanischen Schritt von der „full constrained“ zur „semi constrained“ kraftschlüssigen Prothesenkopplung mit polyzentrischer Rotationsachse [Geschwand 1975, 1978].

In den 70er Jahren wurde ein neuer Prothesentyp entwickelt. Die Ära der ungekoppelten Knieendoprothesen begann, als Gunston 1966 eine halbgekoppelte, zementierte Knieendoprothese vorstellte. Das Konzept bestand darin, die gegenüberliegenden Gelenkflächen durch separate Prothesen zu ersetzen unter Erhaltung der wichtigen Knieligamente [Gunston 1971].

Der Durchbruch in der Knieendoprothetik kam 1976 mit der Entwicklung der ungekoppelten Oberflächenersatzprothesen durch Insall und seine Kollegen [Insall et al. 1976, 1979]. Die „total-condylar-prosthesis“ wies eine hohe

Stabilität bei großer Kongruenz der beiden Komponenten auf. Sie wurde in der Folgezeit vielfach modifiziert und wurde zum Inbegriff des künstlichen Kniegelenkersatzes. Trotz zahlreicher Varianten hat sich die anatomische Grundgestaltung dieses Endoprothesentyps für den primären Kniegelenkersatz gut bewährt.

Die modernen Knieendoprothesen, die in den 90er Jahren und seit 2000 entwickelt wurden, sind größtenteils Modifikationen früherer Designs, bei denen man versucht, die geometrischen Designs und die Gleitoberflächen zu optimieren. Ständige Verbesserungen der Oberflächenkrümmungen der Prothesenkomponenten zeigen eine zunehmende Annäherung der Gelenkinematik an das natürliche Knie. Seit der erfolgreichen Einführung der Oberflächenersatzprothesen zur Behandlung fortgeschrittener arthrotischer und arthritischer Kniegelenkserkrankungen kommt es zu einer deutlichen Zunahme der Implantationszahlen. Durch Oberflächenersatzprothesen konnte im Vergleich zu früheren gekoppelten Knieprothesen das Ausmaß der Knochenresektion reduziert werden. Es können außerdem wesentliche Anteile des Kniebandapparates erhalten bleiben.

1.2 Die geschichtliche Entwicklung der Robotik und Navigation

Das Wort „Roboter“ leitet sich vom tschechischen Wort „robota“ mit der Bedeutung Fronarbeit ab. Karel Capek hat 1921 den Begriff für einen rastlos arbeitenden „künstlichen Menschen“ geschaffen. In seinem Drama „Rossum Universal Robots“ sind die Roboter rastlose Maschinen, die den Menschen von stumpfsinniger Fabrikarbeit befreien [Scharf RD, 1998]. Heute haben Roboter den Ruf, Arbeitsplätze zu vernichten oder seelenlos zu arbeiten. Ihren Einzug in die Medizin verdanken sie dennoch ihren Eigenschaften wie Präzision, Schnelligkeit und fehlende Ermüdung.

Die moderne medizinische Robotik ist ein relativ junges Betätigungsfeld, wobei sie über den Status einer Vision längst hinausgewachsen ist. 1985 wurde zum ersten Mal ein Roboter als Positionierungshilfsmittel in der Neurochirurgie

eingesetzt, um eine Biopsienadel exakt intrakraniell zu platzieren [Kwoh Ys; 1998]. In diesem Fall wurde ein herkömmlicher Industrieroboter benutzt. Daraufhin begannen verschiedene Forschungsgruppen in Europa, Asien und in den Vereinigten Staaten, medizinadaptierte Roboter für den medizinischen Einsatz anzufertigen.

In Europa wurde Anfang der 90er Jahre am Imperial College in London ein Roboter für Prostataoperationen hergestellt [Kwoh YS, 1998]. Obwohl im Jahr 1991 der erste Einsatz eines medizinischen Operationsroboters am Menschen eine transuretrale Prostataresektion war, liegt die Domäne der Operationsroboter heute in Fräsarbeiten an knöchernen Strukturen [Davies B, 2000]. Bei Weichteileingriffen kommt es stets zu unvorsehbaren Veränderungen des Operationssitus.

Anfang der 90er Jahre wurde in den Vereinigten Staaten das erste bildgebende Robotiksystem für präzise, orthopädische Fräsvorgänge entwickelt. Seine klinische Anwendung erfolgte später als Robodoc. Das Robodoc-System wurde von Integrated Surgical System aus einem Prototypen (IBM Research) entwickelt. Es wurde 1992 erstmalig in USA bei einer Operation am Menschen eingesetzt, zwei Jahre später auch in Deutschland für die Hüftendoprothetik. Das System wurde in der berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt weiter entwickelt. Es besteht aus drei Hauptkomponenten: der Planungsstation, dem so genannten Orthodoc, dem Kontrollrechner und dem Roboter selbst [Börner M, 1997]. In Deutschland wurde von der Fa. Ortho Maquet ein ähnliches System namens CASPAR (Computer Assisted Surgical Planning and Robotics) entwickelt. Es basiert auf einem Stäubli-Industrieroboter. Etwa 40.000 Roboter dieser Art arbeiten auf der ganzen Welt, zum Beispiel in der Chipfertigung. Seit 1999 wurde das modifizierte System zunächst an künstlichen, dann an humanen Knochen erprobt und das Verfahren standardisiert. Es wurden nach einer zweijährigen Entwicklungs- und Erprobungsphase seit April 1999 VKB-Ersatzplastiken mit dem CASPAR-System durchgeführt [Gotzen et al. 2003].

Am 29.03.2000 wurde in der Orthopädischen Klinik Kassel die erste roboterassistierte Knieendoprothese mit CASPAR weltweit implantiert [Siebert et al.]. Insgesamt wurden 106 Patienten bis Anfang 2003 operiert.

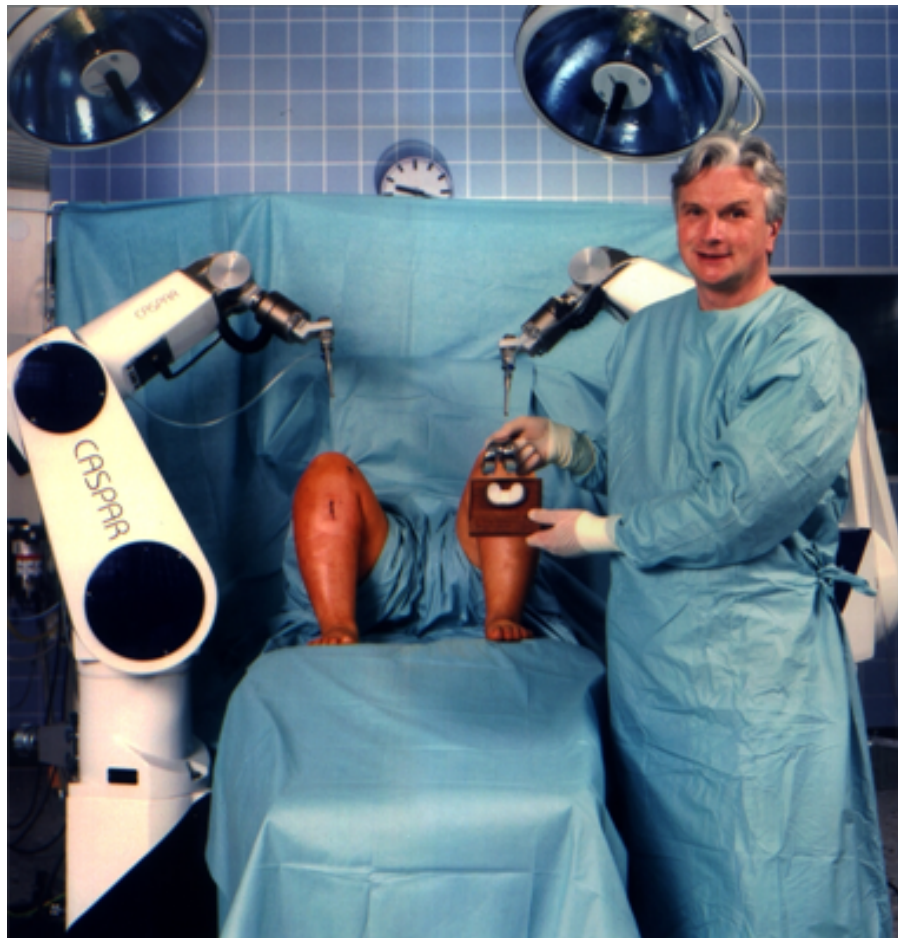


Abb. 2: Vorstellung des intraoperativen Aufbaus des CASPAR-Roboters

Die verschiedenen Robotersysteme wurden von verschiedenen Autoren unterschiedlich unterteilt. Die bekannteste Einteilung geht auf Arbeiten von Troccaz und Delnondedieu zurück [Troccaz, 1996]. Man unterscheidet grundsätzlich zwischen passiven, semiaktiven und vollständig aktiven Robotersystemen. Das System CASPAR gehört zu den aktiven Robotersystemen. Der Roboter greift auf computertomographische Daten zurück und setzt die präoperative dreidimensional durchgeführte Planung unter Kontrolle eines optischen Systems und des Operators in eine exakte

Knochenresektion um, das heißt, dass nicht nur die Planung, sondern auch deren Umsetzung hochpräzise ist.

Zu den passiven Systemen gehören die so genannten Navigationsysteme, die dem Operateur die Position seines Instrumentes im Operationsfeld anzeigen und ihm mehr Sicherheit bei der Ausführung seiner Aktionen verschaffen. In der Knieendoprothetik wird mit Hilfe der Navigation die Größe des Implantates bestimmt. Anschließend werden mit Hilfe der Navigation Bohr- und Resektionslehren platziert und die Knochenresektion freihand mit der oszillierenden Säge durchgeführt. Dieses Verfahren kann nicht für hundertprozentige Präzision garantieren, da Abweichungen durch die Ausrichtung der Schablonen und durch die Technik der Resektion bestehen.

Generell kann man beobachten, dass die Zahl der aktiven Systeme abnimmt, wohingegen die Installationszahlen von Navigationssystemen steigen. Momentan sind zahlreiche Navigationsysteme auf dem Markt verfügbar. Man unterscheidet CT-gesteuerte und CT-freie Systeme. Die CT-gestützten Systeme nutzen die dreidimensionalen Informationen eines CTs. Hingegen kommen die CT-freien Systeme ohne präoperative CT-Daten aus. Sie nutzen die Informationen, die im Operationssaal während der Kniegelenkersatzoperation gewonnen werden. CT-freie Systeme nutzen intra- bzw. präoperative Röntgen-Daten, die mit einem Bildwandler, der einen speziellen Aufsatz hat, um die Verzerrungen herauszurechnen, erhoben werden.

Andere Systeme verzichten gänzlich auf die Verwendung radiologischer Bilder. Hierbei wird vom Chirurgen zunächst ein virtuelles Modell erzeugt, indem mit einem navigierten Instrument bestimmte Landmarken aufgenommen und Knochenoberflächen abgetastet werden. Die CT-freien Systeme sind kostengünstiger und ohne Strahlenbelastung. Alle diese Systeme führen im Durchschnitt zu einer Operationsverlängerung und verlangen vom Operateur und auch vom OP-Personal zusätzliche Kenntnisse und Fähigkeiten bezüglich der Bedienung.

1.3 Zielsetzung der Arbeit

Weltweit werden jährlich mehr als eine halbe Million Kniegelenksendoprothesen implantiert. In Deutschland werden jährlich 65000 Knieendoprothesen implantiert mit steigender Tendenz, so dass in absehbarer Zeit die gleiche Fallzahl wie in der Hüftendoprothetik erreicht werden wird. Dem „Swedish Knee Arthroplasty Register“ zufolge ist der alloplastische Kniegelenkersatz in den letzten 30 Jahren rasant angestiegen. Diese Tendenz wird sich auch in Zukunft weiter fortsetzen. Es wird bis zum Jahr 2030 ein jährlicher Zuwachs von bis zu 33% erwartet.

Diese Entwicklung beruht zum einen auf der zunehmenden Lebenserwartung und zum anderen auf der Zunahme der präarthrotischen Kniegelenksveränderungen durch die Zunahme von Rasanisportarten. Abgesehen davon ist der endoprothetische Kniegelenkersatz durch die Verbesserung des Prothesendesigns, des Instrumentariums und der Operationstechnik zu einem vertrauenswürdigen Verfahren geworden.

Die hohe Lebenserwartung der Implantatträger fordert lange Standzeiten, was auch durch die Verbesserung der Implantationstechniken erreicht werden soll. Die Standzeiten von Knieendoprothesen können heute als akzeptabel bezeichnet werden, aber hinsichtlich der zunehmenden Lebenserwartung der Implantatträger und der tendenziell steigender Anzahl jüngerer Patienten, die mit Knieendoprothesen versorgt werden, kann dies noch nicht als ausreichend bezeichnet werden.

Die Überlebensraten bewegen sich in einem Rahmen von 80% bis über 95% bei Zeiträumen von mehr als 10 Jahren [Naffei A 1996]. Für die lange Standzeit ist die korrekte Ausrichtung endoprothetischer Komponenten am Kniegelenk u.a. eine wesentliche Voraussetzung.

Bei den manuellen Techniken, die durch die Entwicklung von intra- und extramedullären Führungshilfen sowie Sägeschablonen unterstützt werden, ist

der Endoprothesensitz auch bei erfahrenen Operateuren nicht immer zufriedenstellend. Allein bei der Auswahl des Insertionspunktes des femoralen intramedullären Führungsstabes können Abweichungen der mechanischen Achse bis zu 8.3° resultieren [Nuno-Siebrecht N, Tanzer M, Bobynn JK 2000].

In der Knieendoprothetik wird trotz verbesserter Techniken über erhebliche Achsabweichungen mit konsekutiv früherer Lockerungsrate berichtet. Für die Langzeitergebnisse ist die Achsausrichtung der tibialen und femoralen Komponenten sehr wichtig. Eine Abweichung von der erwünschten geraden Beinachse geht mit häufigeren Implantatlockerungen einher. In einer Studie von Jeffery et al. kam es nach 8 Jahren bei 24% der zementfrei eingebrachten Knieprothesen nach Achsabweichung von mehr als 3° zur Lockerung der Knieprothesen. Wenn der Achsfehler unter 3° lag, waren nur 3% im gleichen Zeitraum gelockert [Jeffery RS, Morris RW, Denham RA 1991].

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Überprüfung der Hypothese, dass bei Roboter assistierten Implantationen von Knieendoprothesen ein exakter Sitz der Implantate und damit bessere mechanische Beinachsen erreicht werden als mit der manuellen Implantation.

2 Material und Methode

2.1 Prothesenklassifikationen

Zurzeit stehen zahlreiche Knieendoprothesenmodelle auf dem Markt zur Verfügung, so dass sie kaum mehr überschaubar sind. Die wesentlichen Unterscheidungskriterien verschiedener Prothesenmodelle sind die Art der Verankerung, die Anzahl der ersetzten Gelenkflächen sowie die Zahl der Freiheitsgrade und damit der Stabilisierungsgrad der Prothese. Um der Unübersichtlichkeit entgegen zu treten, hat man sich im Jahre 1985 auf internationaler Ebene auf die Klassifizierung nach der internationale Norm ISO 7207/1 geeinigt.

Einteilung künstlicher Kniegelenke nach ISO 7207-1	
Unikompartimenteller Oberflächenersatz	ungekoppelt
Bi-/Trikompartimenteller Oberflächenersatz	ungekoppelt
Gleitachsgelenke mit mehreren Freiheitsgraden	teilgekoppelt
Achsgeführte Gelenkimplantate/Scharniergelenke	gekoppelt

Eine erweiterte Klassifikation wird durch Blömer vorgenommen, weil aufgrund der Weiterentwicklung in der Knieendoprothetik weitere Untergruppen, wie z. B. kreuzbanderhaltend/-ersetzend hinzugekommen sind [Blömer 2000].

In Anlehnung an die internationale Norm ISO 7207/1 von 1985 unterscheidet man folgende Prothesensysteme [Blömer 2000]:

1. Unikompartimenteller Oberflächenersatz (ungekoppelt)
2. Bi-/Trikompartimenteller Oberflächenersatz (ungekoppelt)
3. Gleitachsgelenke mit mehreren Freiheitsgraden (teilgekoppelt)
4. Achsgeführte Gelenkimplantate/Scharniergelenke (vollgekoppelt)

2.1.1 Unikondylärer Oberflächenersatz (Schlittenprothese)

Bei unikondylärem Gelenkersatz geht es um die prothetische Versorgung ausschließlich des medialen oder seltener des lateralen Gelenkabschnittes bei lokalisiertem, unikompartimentellem Gelenkverschleiß, der auf eine Osteoarthrose, eine Osteonekrose oder eine traumatische Arthrose zurückzuführen ist. Bei diesem Ersatz bleiben beide Kreuzbänder erhalten, weswegen der physiologische Bewegungsablauf des Knies erhalten bleibt [Thornhill u. Scott, 1989]. Diese Art von Prothesensystem sollte nur gewählt werden, wenn ein intaktes Zusammenspiel der aktiven und passiven Kniegelenkstabilisatoren erhalten ist [Nieder 1991].

Als Kontraindikationen gelten starkes Übergewicht, insuffiziente oder gerissene Kreuzbänder, Achsfehlstellung über 20°, Streckdefizit von über 30°, ausgeprägte Gelenkinstabilität, Gelenkdestruktion aufgrund rheumatisch-entzündlicher Ursachen und Retropatellararthrose [Marmor 1993, Barnes et al. 1993].

Die definitive Entscheidung zwischen bikondylärem und unikondylärem Oberflächenersatz sollte erst intraoperativ getroffen werden [Scott und Santore 1981].

Bei Lockerung oder Implantatversagen kommt, aufgrund der bei der Primärimplantation notwendigen Knochenresektion, nur die totalendoprothetische Versorgung in Frage. Deshalb sehen einige Autoren die Indikation bei jüngeren und aktiven Patienten sehr kritisch [Blounn et al. 1991, Feng et al. 1994, Jacobs et al. 1994, Rand et al. 1991].

2.1.2 Bikondylärer Oberflächenersatz

Hierbei handelt es sich um eine kraftschlüssige Knieendoprothese, die die physiologische Kniekinematik erhält. Grundsätzlich arbeiten alle Designs mit einer Femurkomponente, die die zerstörte femurale Gelenkfläche zusammen mit dem femuropatellaren Gleitlager ersetzt. Bei der Tibia wird eine

Tibiakomponente auf die resezierte Tibiakopffläche aufgesetzt. Zwischen femuralen und tibialen Komponenten wird als Gleitfläche ein PE-Inlay eingesetzt. Bei fast allen Oberflächenersatzprothesen besteht das Femur aus einer metallischen Legierung (Chrom, Cobalt und Molybdän), die Tibia aus Titanlegierungen und das Meniskallager aus Polyethylen oder UHMWPE (Ultrahochmolekulares Niederdruckpolyethylen).

Die Entwicklung beim bikondylären Oberflächenersatz hat sich weiter differenziert. Grundsätzlich werden unterschieden:

1. Kreuzband erhaltende Implantate (LC)
2. Kreuzband substituierende Implantate (Posterior stabilized, PS)
3. Resektion beider Kreuzbänder
4. Fest (Fixed Bearing) oder rotierendes Tibiaplateau (Meniscal Bearing)
5. Mit Patellarückflächenersatz oder ohne.
6. Zementfrei, zementierte und Hybridmodelle (Femur zementfrei, Tibia zementiert)

Die einzelnen Modelle unterscheiden sich in ihrer Oberflächengeometrie, der Form der verwendeten Inlays beziehungsweise ihrer Beweglichkeit und Verankerung. Es wird bei der Verankerung der Komponenten zwischen zementierten, Hybrid- (Tibia zementiert, Femur zementfrei) und zementfreien Modellen unterschieden. Die zementierten Modelle sind momentan der Standard.

Der Oberflächenersatz ist indiziert bei schweren Gonarthrosen [Nieder 1991, Gekler und Kolbe 1992]. Die Voraussetzungen für einen bicondylären Kniegelenkersatz sind eine stabile Seitenbandführung, Varus- und Valgusdeformitäten $< 20-40^\circ$, eine Beugekontraktur $< 40^\circ$, eine Gesamtbeweglichkeit $> 40-60^\circ$ und ein stabiles Knochenlager, besonders bei zementfreien Implantationen.

Zu Beginn der 70er Jahre wurde die Entwicklung der modernen Oberflächenprothese durch zwei Einrichtungen in den USA vorangetrieben. J.

Insall und C.S. Ranawat am Hospital for Special Surgery in New York führten die Resektion der beiden Kreuzbänder ein, während die Gruppe um R.D. Scott und T.S. Thornhill am Brigham and Womens Hospital in Boston bei den Operationen den Erhalt des hinteren Kreuzbandes förderten.

2.1.3 Teilgekoppelte Knie-totalendoprothesen

Bei diesem Prothesensystem handelt es sich im Prinzip um Oberflächenersatzmodelle, die eine teilweise fehlende Bandstabilität durch ihr spezielles Design auffangen. Sie werden auch als sogenannte posterior stabilisierende oder kreuzbands substituierende Endoprothesen bezeichnet. Die fehlende Stabilität wird durch einen Zapfen auf dem Tibiateil, der in eine Aussparung der Femurkomponente greift und ein dorsales Weggleiten des Tibiakopfes, besonders beim Beugen, verhindert [Jerosch 1999], ausgeglichen.

Ein gutes Beispiel für ein solches Implantat ist die von Insall und Burstein entwickelte Form einer „Total-condylar-Prothese“ [Insall und Burstein 1984].

2.1.4 Vollgekoppelte Knie-totalendoprothesen

Die Scharnierprothese stellt die einfachste Form einer vollständigen Koppelung mit einer einzigen festen Achse dar. Diese Prothesen haben nur einen Freiheitsgrad. Die varus-valgus, die anterior- und posterior-Bewegung und die Tibiarotation sind vollständig eingeschränkt. Abgesehen davon ist die Flexion und Extension durch einen Anschlag begrenzt. Die Indikation der Scharnierknieendoprothesen ist beschränkt auf extreme Gelenkdestruktionen in Verbindung mit Instabilität der Seitenbänder sowie auf Revisionseingriffe [Jerosch et al. 1997; Sculco 1993; Gekeler u. Kolbe 1992]. Bei den anfänglichen Modellen erfolgte die Lastübertragung über das Scharniersystem, was aufgrund der erhöhten Last auf der Prothesenverankerung zu hohen Lockerungsraten führte. Vertreter dieser Prothesenvariante sind die Guepar-Endoprothese und die Blauth-Prothese. Die heutigen Modelle arbeiten mit einem Lastübertragungssystem, das über die Schaftverankerung arbeitet.

Außerdem erlauben die meisten Modelle eine femurotibiale Rotationsbewegung („Rotating-hinge“).

2.2 Verwendete Prothesenmodelle

In dieser vorliegenden Studie kam bei manuell implantierten Knieendoprothesen ausschließlich das NexGen-CR-System zur Anwendung. Bei den Roboter assistiert implantierten Knieendoprothesen wurde das Implantat Search Evolution eingesetzt. Beide Implantate wurden zementiert eingebracht und hatten Fixed Bearing Inlay.

2.2.1 NexGen-CR-Kniesystem

Das NexGen-CR-Kniesystem wurde 1995 von Zimmer speziell für kreuzbanderhaltende Indikationen entwickelt. Die Femurkomponenten bestehen aus einer CoCrMo-Legierung. Die Implantate sind knochenseitig mit einer PMMA-Vorbeschichtung versehen, um bei der Zementierung eine bessere Haftung zu gewährleisten. Die Tibiakomponente besteht aus Titanium. Das Inlay wird aus Polyethylen hergestellt und wird fest in dem Tibiaplateau fixiert. Die Geometrie der Implantate gewährleistet gute tibiofemorale Stabilität bei gleichzeitiger Annäherung an die natürlichen kinematischen Funktionen. Das Femurschild hat eine minimale Materialdicke, um die Spannung am Extensionsapparat zu reduzieren. Abgesehen davon ermöglicht die tiefe, anatomisch geformte Grube eine exakte Patellaführung und verringert den Druck auf die Patella. Die Breite der Femurkondylen, deren mediolaterale Radien der Tibiagleitfläche angepaßt sind, erreichen eine Kongruenz von 1,07 zu 1,00 in der Frontalebene während des gesamten Bewegungsablaufes. Durch Schaffung maximaler Kontaktflächen zwischen Femur- und Gleitflächen wird einem frühzeitigen Abrieb entgegengewirkt. Die Krümmungsradien der Femurkondyle wurden speziell konzipiert, um in Verbindung mit einem großen distalen und kleinerem posterioren Radius eine natürliche Roll-Gleitbewegung wiederherzustellen und die axiale Rotationsbeweglichkeit über den gesamten

Bewegungsablauf zu gewährleisten. Mediale und laterale Kondyle der CR-Femurkomponente weisen daher unterschiedliche Krümmungsradien in M/L- als auch A/P-Ebene auf [Zimmer Chirurgie GmbH].



Abb. 3: NexGen-CR Oberflächenersatzprothese mit einem fixed bearing Plateau

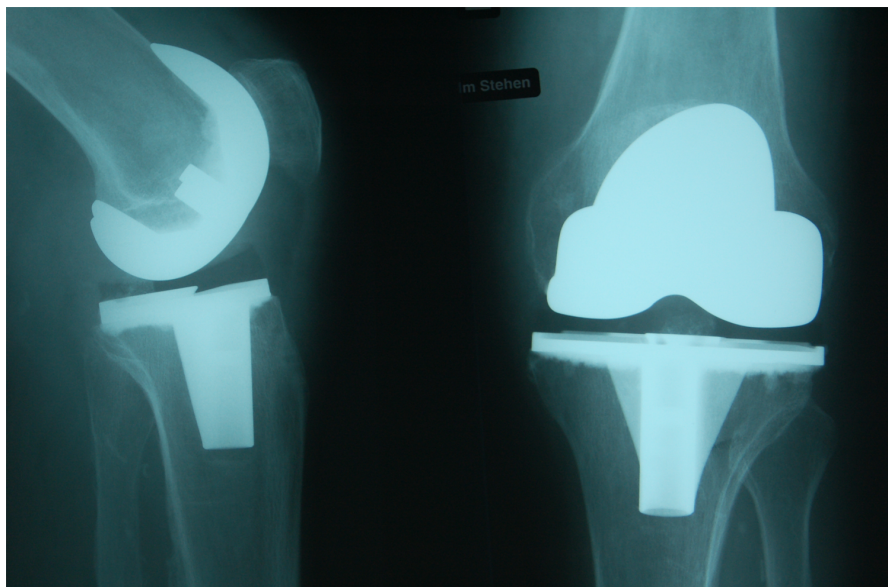


Abb. 4: NexGen-CR zementierte Knieendoprothese mit einem fixed bearing Plateau

2.2.2 Search Evolution

Das Implantatsystem ist ebenfalls für kreuzbanderhaltende Indikationen entwickelt. Es wird femoral und tibial zementiert und mit einem fixierten Inlay verwendet. Das Design der Search Evolution-Kondylen ermöglicht die gleichmäßige Verteilung der Last auf die Tibiagleitfläche in allen Beuge- und Streckzuständen ähnlich dem NexGen Knie-System. Dadurch wird die Langlebigkeit der Gleitflächen erhöht und gleichzeitig die Gefahr von Randverschleiß bei einseitigem Abheben der Femurkomponente vermieden. Femur- und Tibiakomponente bestehen aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung. Die konstanten Radien aller Tibia- und Femurgrößen ermöglichen die Kombinierbarkeit mehrerer Größen. Optimale Abdeckung der Tibiakortikalis wird durch einen erweiterten anterior/posterioren Durchmesser erreicht, da der Tibiakopf nicht bei allen Patienten das gleiche Verhältnis von anterior/posterior zu medio/lateralem Durchmesser hat.

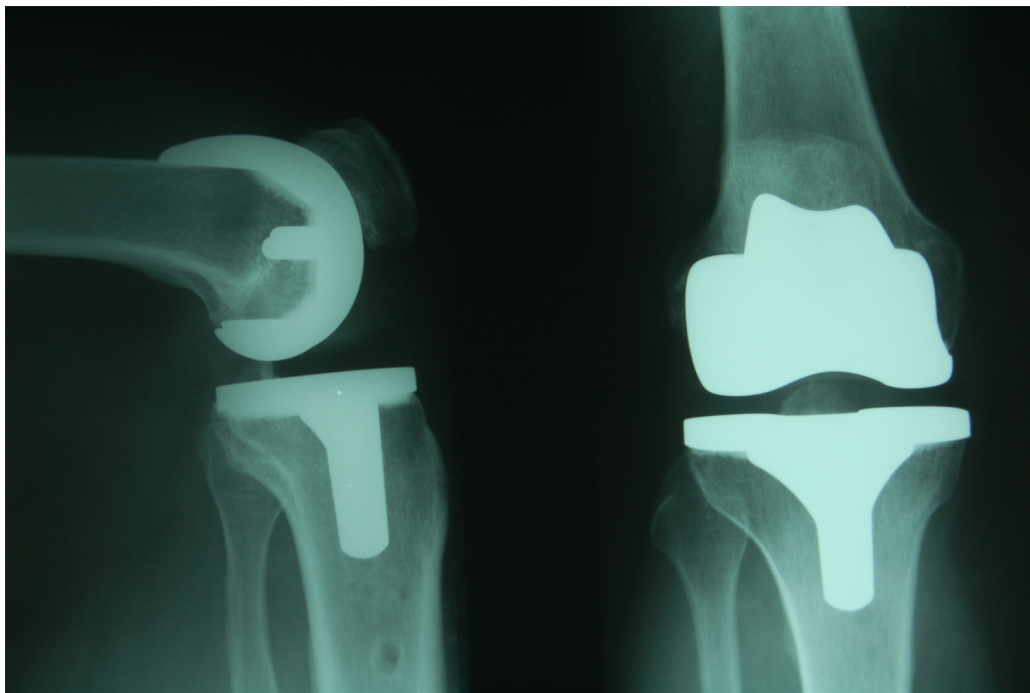


Abb. 5. Search Evolution zementierte Knieendoprothese mit einem fixed bearing Plateau

2.3 Indikationsstellung zur Implantation einer Oberflächenprothese und Patellarückflächenersatz

Die wichtigsten und häufigsten Indikationen für die endoprothetische Versorgung des Kniegelenkes sind die Kniegelenksarthrose, eine rheumatoide Arthritis oder eine posttraumatische Arthrose [Bochner 1991, Barnes et al. 1993, Teichner 1985].

Dabei besteht in der Literatur Einigkeit darüber, dass die Implantation einer Knieendoprothese erst nach Ausschöpfung aller konservativen und operativen Maßnahmen erfolgen soll. Zu den konservativen Behandlungsmöglichkeiten, um eine knieendoprothetische Versorgung zu vermeiden oder zu verzögern, gehören zum Beispiel balneophysikalische Maßnahmen, manuelle und krankengymnastische Therapie, nichtsteroidale Medikamente und Injektionen. Zu den operativen gelenkerhaltenden Behandlungsmöglichkeiten zählen die Synovektomie, das arthroskopische Debridement, knorpelinduktive Operationen, Knorpeltransplantationen und schließlich achsenkorrigierende Umstellungsosteotomien [Jerosch 1999].

Die Indikation zur Operation ist gerechtfertigt, wenn neben den starken Schmerzen, röntgenologisch eine schwere Gelenkdestruktion mit oder ohne Bewegungseinschränkungen und/oder deutliche Achsenabweichung mit oder ohne Instabilität nachgewiesen werden können [Barnes et al. 1993, Blauth u. Hassenpflug 1991, Jerosch 1999]. Die Entscheidung zur Indikation einer ungekoppelten oder teilgekoppelten Oberflächenersatzprothese sowie einer gekoppelten Scharnierprothese ist von der Qualität der aktiven und passiven Stabilisatoren, sowie von den individuellen Gegebenheiten des Patienten abhängig [Jerosch 1999]. Bei der Planung eines Kniegelenksoberflächenersatzes müssen das Alter, das Gewicht und die Größe des Patienten berücksichtigt werden. Abgesehen davon sollte der Patient kooperativ sein; auch seine Aktivitäten und Lebensgewohnheiten müssen berücksichtigt werden [Jerosch 1999].

Die gegenwärtige Altersgrenze für einen Kniegelenksersatz wird von einigen Autoren mit 55 Jahren [Scott 1985] von anderen mit 65 Jahren [Krakow 1990] angegeben.

In unserer Klinik wird kein routinemäßiger Patellarrückflächenersatz durchgeführt. Das heißt nur in Einzelfällen erfolgt der Patellarrückflächenersatz. Es wird aber routinemäßig an der Patella Exophyten entfernt und eine Patelladenervierung durchgeführt. Als wichtig erachten wir die korrekte und spannungsfreie Zentrierung der Patella.

In der Literatur findet man sowohl die Empfehlung zum routinemäßigen Patellaersatz [Boyd et al. 1993, Enis et al. 1990, Picetti et al. 1990, Soudry et al. 1986] als auch zum Belassen der Patella [Abraham et al. 1988, Fern et al. 1992, Levitsky et al. 1993, Shoji et al. 1989, Smith et al. 1989] oder nur selektiv Gelenke mit Patellarrückflächenersatz zu versorgen [Brick u. Scott 1988]. Die zutreffende Indikation für den Ersatz sind die massive retropatellare Arthrose, zystische Veränderungen in der Patella, die rheumatische Arthritis, eine schlechte Patellaführung und mangelnde Kongruenz zwischen der Kniescheibe und ihrer femoralen Gleitrinne [Boyd et al. 1993, Levitzky et al. 1993].

Als absolute Kontraindikation für den Rückflächenersatz wird ein insuffizientes Knochenlager genannt, auf dem keine Verankerung möglich ist [Boyd et al. 1993, Levitzky et al. 1993, Birck und Scott 1988, Rand 1994].

Eine absolute Kontraindikation für die Implantation einer Oberflächenprothese stellt die akute Infektion des Gelenkes dar [Teichner 1985, Bochner 1991, Barnes et al 1993, Jerosch 1999]. Weitere Kontraindikationen sind ein ausgedehnter Weichteilschaden, fehlende Quadricepsfunktion, arterielle Durchblutungsstörungen, gelenknahe Tumore und hochgradige Osteoporose [Teichner 1985, Jerosch 1999].

2.4 Operationstechnik der manuell implantierten Knieendoprothese NexGen Typ CR

2.4.1 Präoperative Planung

Präoperativ werden eine Ganzbeinaufnahme unter Belastung, anteriore-posteriore und laterale Aufnahmen sowie eine tangentielle Röntgenaufnahme der Patella durchgeführt. Mit einer Röntgenschablone wird präoperativ der Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Achse bestimmt. Dieser Winkel wird intraoperativ durch den intramedullären Führungsstab und die distale Femurresektionslehre rekonstruiert. Diese OP-Technik gewährleistet, dass der distale Femurschnitt exakt rechtwinklig zur mechanischen Achse verläuft. Die Femur- und Tibiagröße werden präoperativ vorläufig anhand entsprechender Schablonen bestimmt.

2.4.2 Operatives Vorgehen

Nach steriler Abwaschung und Abdeckung erfolgt in einer Oberschenkelblutleere eine gerade mediane Längsinzision. Die Arthrotomie erfolgt über einen medial gelegenen parapatellaren Zugang nach Payer. Sie erstreckt sich proximal bis zum Unterrand des M. rectus femoris und nach distal bis zum medialen Rand der Tuberositas Tibiae. Es bleibt ein 5 mm breiter Kapselstreifen an der Patella, um den späteren Verschluss des Gelenkes zu erleichtern. Das Knie wird in Streckstellung gebracht und die Patella nach lateral evertiert. Das Kniegelenk wird nun maximal gebeugt, um das distale Femur freizulegen. Der Hoffasche Fettkörper wird reseziert, ohne die Patellarsehne zu verletzen. Der Streckapparat wird mit zwei stumpfen Hohmannhebeln am distal-lateralen und distal-medialen Femur gehalten. Die Meniskusvorderhörner, lateral und medial, werden reseziert. Etwaige Reste des VKB werden ebenfalls entfernt. Am Femur werden die Osteophyten entfernt, sodass die Orientierungspunkte festgelegt werden können. Die Osteophyten an der

Kniescheibe werden ebenfalls entfernt. Mit dem Elektrokauter wird an der Kniescheibe eine zirkuläre Denervierung durchgeführt.

In den folgenden Schritten erfolgt dann die eigentliche Implantation der Oberflächenersatzprothese.

Der Markraum wird 1cm ventral des Ansatzpunktes des hinteren Kreuzbandes, zentral zwischen den beiden Kondylen, parallel zur Femurschaftachse aufgebohrt. Die intramedulläre Femurmeßlehre wird eingeführt. Diese muss soweit eingeschlagen werden, bis sie den distalen Femur berührt und die Stege der Messlehre den dorsalen Kondylen anliegen.

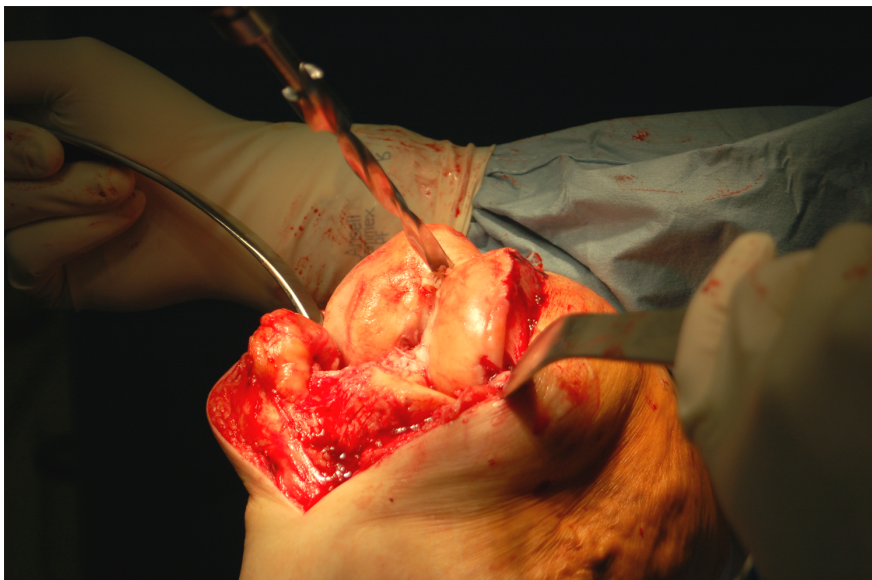


Abb. 6: *Intraoperativer Situs. Bohrung femoral für die intramedulläre Zielführung*

Der Messfühler muss direkten Knochenkontakt haben, dabei weder an einer sehr tiefen Knochenstelle, noch an einer sehr hohen Stelle anliegen. Die Femurgröße kann abgelesen werden. Sollte die Anzeige zwischen zwei Größen liegen, soll immer die kleinere Größe gewählt werden. Die intramedulläre Femurmesslehre dient, abgesehen davon, zur Einstellung einer 3°-Außenrotation.

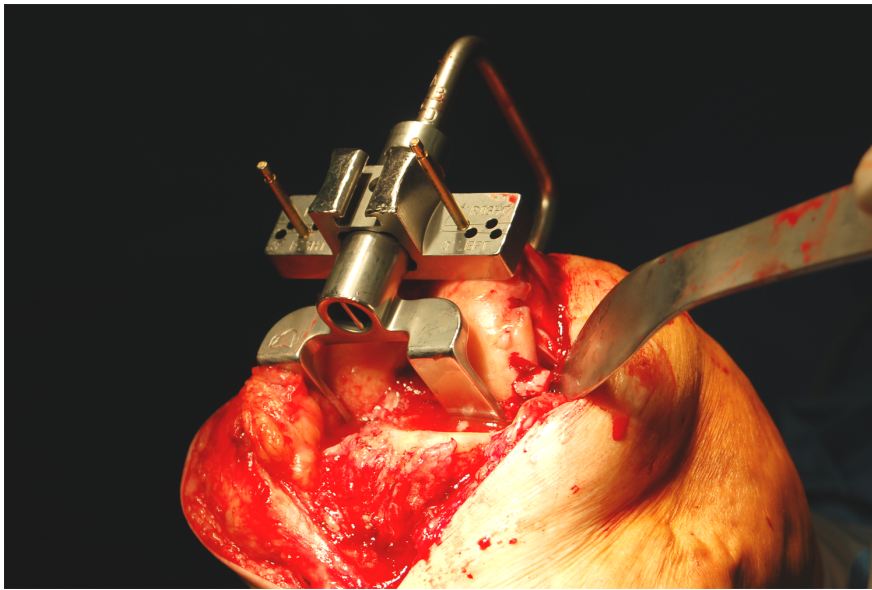


Abb. 7: Bestimmung der Femurgröße durch Femurmeßlehre

Das a/p-Positionierinstrument wird zusammen mit dem Schablonenhalter in die vorgesehenen Schlitze des intramedullären Führungsinstrumentes eingesteckt, bis die Fühler die ventrale Kortikalis berühren.

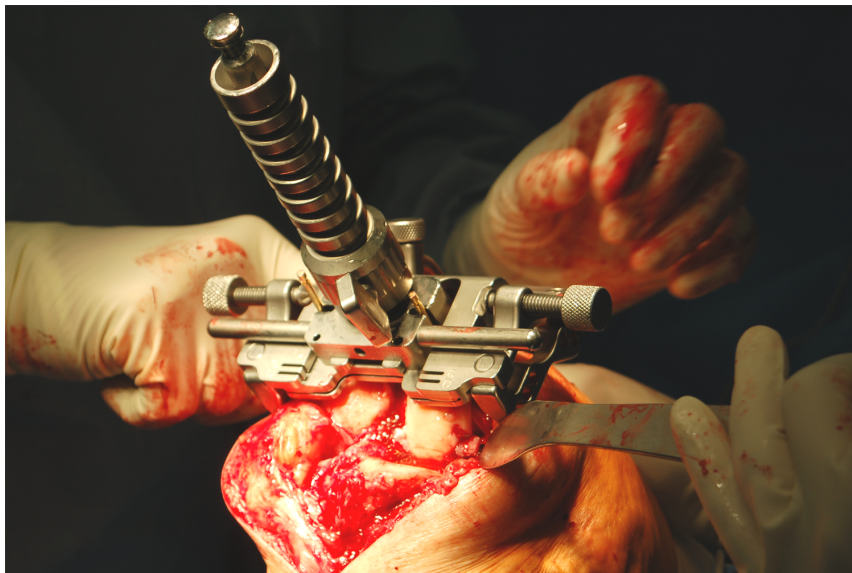


Abb. 8: Einführung des a/p-Positionierinstruments mit dem Schablonenhalter

Die Schablonenhalterung wird mit vier Schrauben, die man per Hand platziert und in abwechselnder Reihenfolge im Knochen nicht vollständig versenkt, befestigt. Daraufhin wird der intramedulläre Führungsstab mit der A/P-Positionierschablone entfernt. Die Größenbestimmung und Ausrichtung ist beendet. Die Schablonenhalter dienen nun zur Fixierung der „5 in 1“-Sägelehre. Die Femurresektionsschablone wird auf die Schablonenhalter aufgesetzt und mit Hilfe der Feststellschrauben fixiert. Beim Sägen mit der oszillierenden Säge sollte die Reihenfolge der 5 Knochenschnitte, die durch Nummern angegeben ist, eingehalten werden.

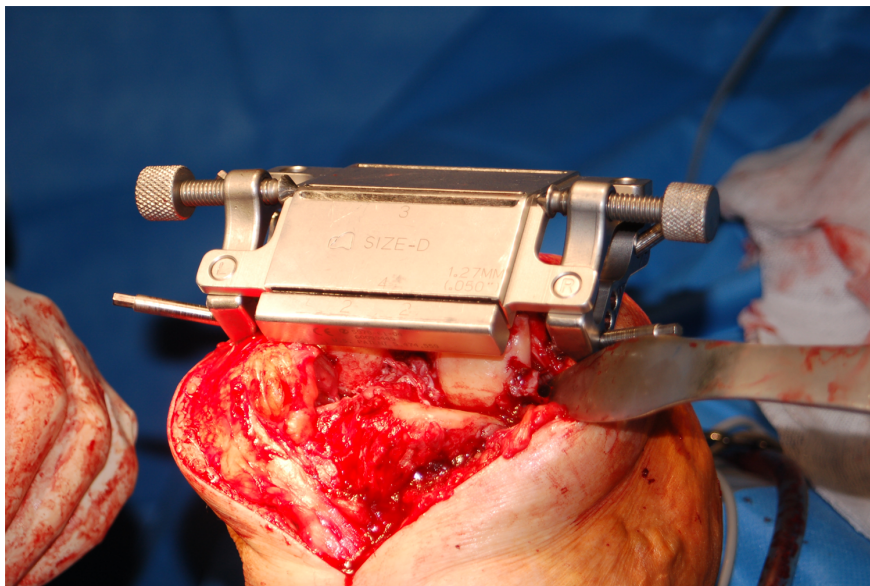


Abb. 9: Die Femurresektionsschablone wird auf die Schablonenhalter aufgesetzt

Die Femur-Abschlusschablone wird am Femur platziert. Die Lehre sollte medio-lateral auf dem distalen Femur zentriert werden. Die Schablone wird mit zwei Schrauben befestigt. Zunächst wird mit Hilfe einer Stichsäge der Boden der Box ausgesägt, anschließend die beiden Seiten.

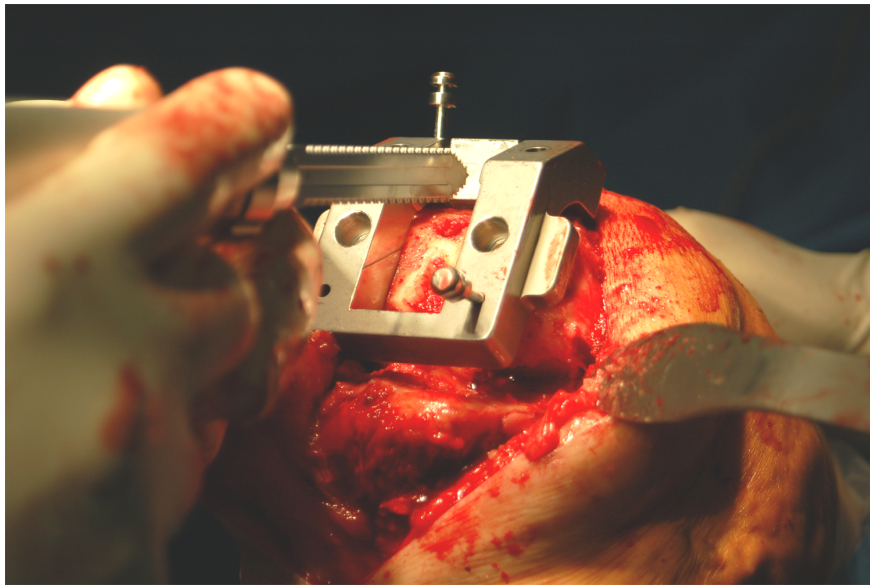


Abb. 10: Platzierung der Femur-Abschlusschablone am Femur und anschließende Resektion

Die Ausrichtung der Tibiaresektionslehre erfolgt senkrecht zur mechanischen Achse, unter Berücksichtigung des posterioren Abfalls (slope) sowie der Rotation. Die extramedulläre Tibiaresektionslehre wird auf die Länge der Tibia des jeweiligen Patienten eingestellt und auf die Tibia aufgesetzt. An der distalen Tibia wird der Fuß der Schablone mit einem Band am Fußgelenk befestigt. Die Ausrichtung der Schablone orientiert sich am Zentrum des Fußgelenkes, das ca. 5-10 mm medial vom Mittelpunkt der Malleoli liegt. Die Spitze zeigt zum 2. Strahl. Die proximale Ausrichtung kann sich entweder nach der Tuberositas tibiae richten oder man orientiert sich an der Eminentia intercondylaris und richtet das Zentrum des Zielgerätes auf die mediale Begrenzung der lateralen Eminentia intercondylaris.



Abb.11: Einbringen der extramedullären Tibiaresektionslehre

Der Schnittblock liegt proximal der Tuberositas tibiae. Der Ausleger der Tibiaresektionslehre wird mit seinem längeren Fixationsdorn eingeschlagen. Die Tibiareferenzlehre kann genützt werden, um den posterioren Abfall von 7° sowie die Rotation zu kontrollieren. Die Resektionshöhe wird mit einem Messfühler kontrolliert. Sie wird durch Drehen der Schraube unterhalb des Tibiaschnittblocks eingestellt. Es wird soviel Knochensubstanz reseziert, um das Einbringen eines Tibiaplateaus von 10 mm zu ermöglichen, mindestens 2 mm unterhalb des tiefsten Defektes. Die Lehre wird mit Hilfe eines Nagels auf der lateralen Seite befestigt, die richtige Lage des Varus/Valgus-Winkels kontrolliert und die Lehre mit dem zweiten Nagel fixiert. Außer der Tibiasägeschablone werden alle Teile der extramedullären Tibiaresektionslehre entfernt. Das hintere Kreuzband wird möglichst erhalten.

Nach erfolgter Tibiaresektion wird die Bandspannung in Flexions- und Extensionsstellung mittels Spacer überprüft.

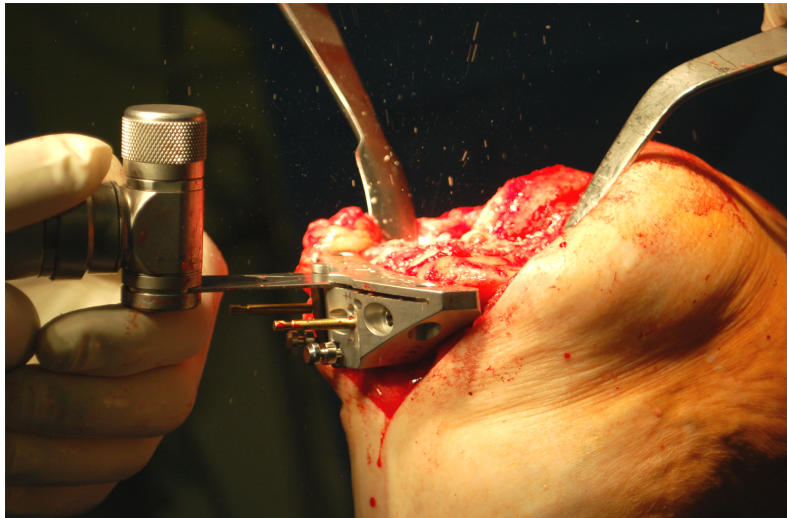


Abb. 12: *Resektion der Tibiafläche*

Nach Bestimmung eines Tibiaprobeplateaus der richtigen Größe kann zur Rotationsausrichtung der Tibiakomponente eine Probeimplantation sämtlicher Komponenten durchgeführt werden. Die Position der Tibiakomponente wird markiert. Durch eine passende Bohrlehre wird in den Tibiakopf gebohrt. Dann werden die Engelsflügel bis zum Erreichen der maximalen Eindringtiefe eingeschlagen.



Abb. 13: *Einschlagen der Engelsflügel*

Die knöchernen Resektionsflächen werden ausgiebig gespült und mit Kompressen getrocknet. Sklerosezonen werden mit dem 2mm-Bohrer ca. 3 mm tief angebohrt. Dann erfolgt die Implantation der Original Prothese. Alle Komponenten werden zementiert. Der Zement wird im Vakuum gerührt und in geschmeidigem Zustand auf die tibiale und femurale Komponente aufgebracht. Zunächst wird die Tibiaprothese platziert und eingeschlagen.

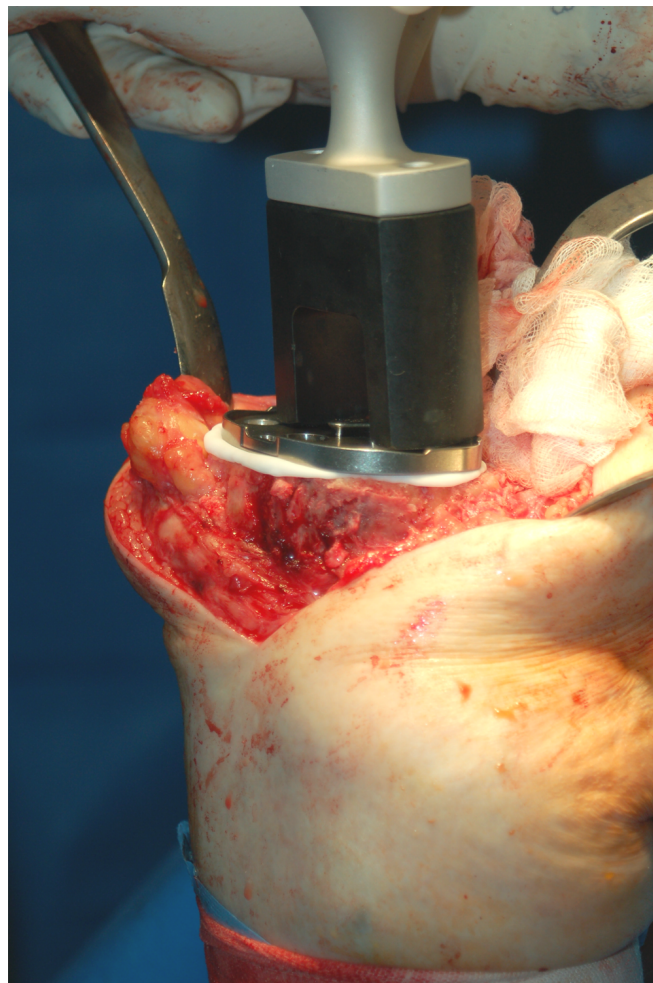


Abb. 14: Einbringen und Zementieren der tibialen Komponente

Das Inlay wird mit Hilfe des Gleitflächeneinsatzinstruments auf das Tibiaplateau aufgebracht.

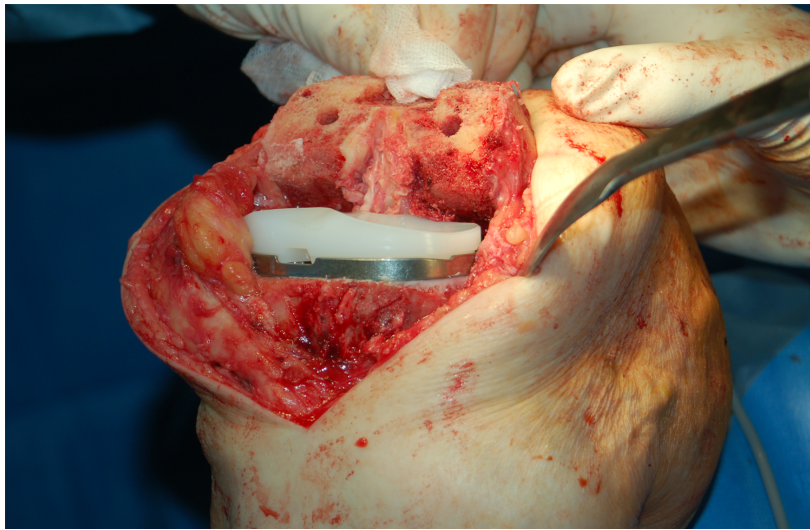


Abb. 15: Einbringen des Inlays (fixed bearing)

Nach Entfernen der Zementreste erfolgt das Aufbringen und Aufschlagen der Femurprothese auf das Femur. Zementreste werden ebenfalls entfernt.

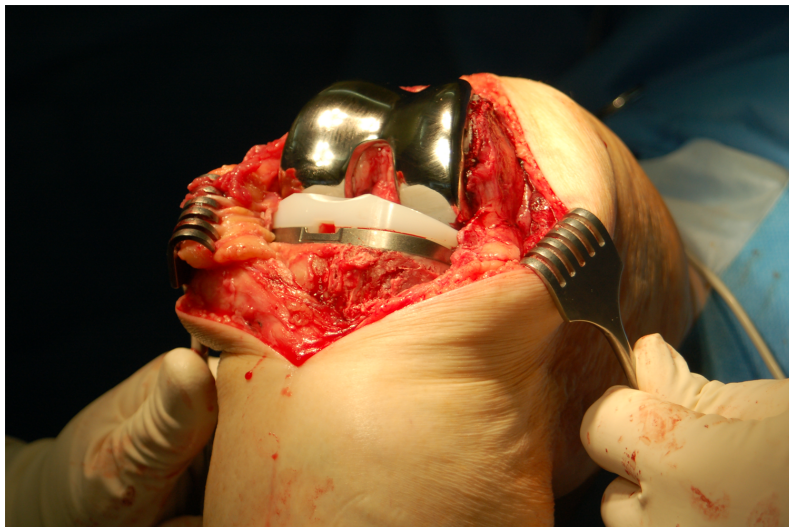


Abb. 16: Einbringen der Femurprothese

Nach dem Öffnen der Blutsperre und der Blutstillung erfolgt der schichtweise Wundverschluss mit Einlage einer intraartikulären und einer subkutanen Redondrainage. Das operierte Bein wird mit elastischen Binden bis zur Leiste gewickelt.

2.5 Operationsverfahren für roboterassistierte Knieendoprothesen Implantation

2.5.1 Pinsetzung

Zunächst müssen Markierungs-Pins zur späteren intraoperativen Lageerkennung des Knochens durch den Roboter für die CT-Registrierung platziert werden. Es werden jeweils ein femuraler und ein tibialer Pin benötigt. Die Pins werden femural von ventrolateral und tibial von ventromedial so platziert, dass die Inzisionen im Bereich des späteren Zugangs liegen. Der Patient wird in Spinalanästhesie auf dem Rücken gelagert. Nach steriler Abwaschung und Abdeckung wird im Bereich der geplanten Hautinzision die Haut proximal und distal eröffnet. Zuerst erfolgt die Platzierung des femuralen Markierungs-Pins im distalen Femur von ventrolateral nach Längsspalten der Quadricepssehne. Am distalen Ende des geplanten Schnittes ebenfalls Eröffnen der Haut und Platzieren des Pins ventromedial in die Tibia. Die Pins müssen so gesetzt werden, dass sie den Fräsvorgang später nicht stören.



Abb. 17: Einbringen der Pins

Die Pins haben unterschiedliche selbstschneidende Gewinde, die der jeweiligen Knochenstruktur angepasst sind. Um Stabilität zu gewährleisten, werden die Schrauben bikortikal eingebracht.

Nach Wundadaptation wird der Patient mit noch liegender Spinalanästhesie zur Durchführung eines Computertomogramms in die Röntgenabteilung gebracht.



Abb. 18: Hautnaht nach Einbringen der Pins

2.5.2 CT-basierte 3-D-Planung

Im Anschluss an die Pinplatzierung wird ein Spiral-CT des gesamten Beines angefertigt mit Schwerpunkt über dem Hüftkopf, dem Knie mit den Markierungen und dem Sprunggelenk. Ein Kalibrierungsstab wird zur späteren Beurteilung von etwaigen Verwacklungen am Bein angelegt. Da die Pins in Spinalanästhesie eingebracht wurden und das CT gleich anschließend gefahren wurde, waren die CT-Bilder immer einwandfrei.

Die CT-Daten werden auf die Planungsstation übertragen. Die Position der Markierungen und die Qualität des CTs wird überprüft. Die anatomischen Merkmale an Femur und Tibia müssen in den dreidimensionalen Bildern markiert werden. Alle Ebenen können gleichzeitig eingesehen werden. Man kann sich zur genaueren Orientierung durch die Bilder scrollen. Die mechanische Achse wird in der Frontal-, Sagital- und Transversalebene festgelegt. Die Epikondylenlinie, auch Insall-Linie genannt, wird bestimmt und

der „epicondylar twist“ (Winkel zwischen Epikondylenlinie und dorsaler Kondylenlinie) berechnet. Auch die Verwindung der Tibia (Winkel zwischen dorsaler Tibiakopfbegrenzung und der Malleolenlinie am Sprunggelenk) und ihre Relation zum Femur werden bestimmt.

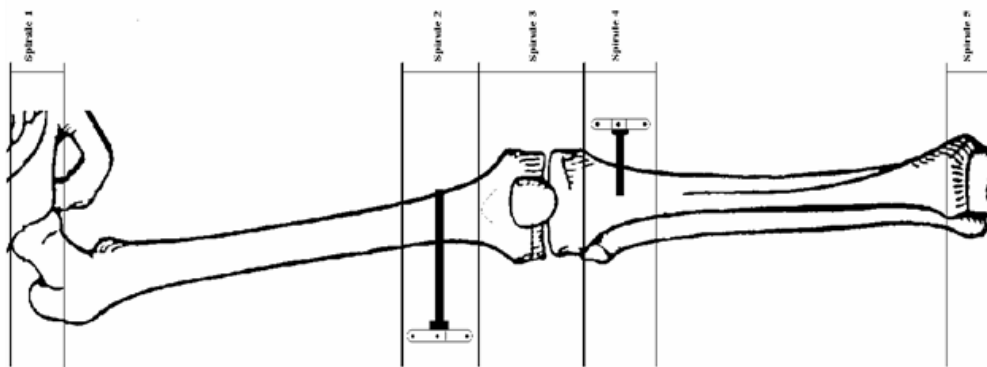


Abb. 19: Spiral-CT des gesamten Beines mit eingebrachten Pins

Im nächsten Schritt kann das Implantat ausgesucht und virtuell positioniert werden. Man kann sich hier auch durch alle Bilder scrollen, um den exakten Sitz der Implantatkomponente in allen Bereichen beurteilen und optimieren zu können. Es wird festgestellt, wie viel Außenrotation femural und tibial nötig sind, um ein zentrales Gleiten der Patella zu gewährleisten. Es besteht die Möglichkeit, die Gelenklinie und den dorsalen Slope anatomisch oder klassisch zu bestimmen und die Neigung und Translation zu beeinflussen. Man kann ein ungewolltes „Notching“ sicher vermeiden.

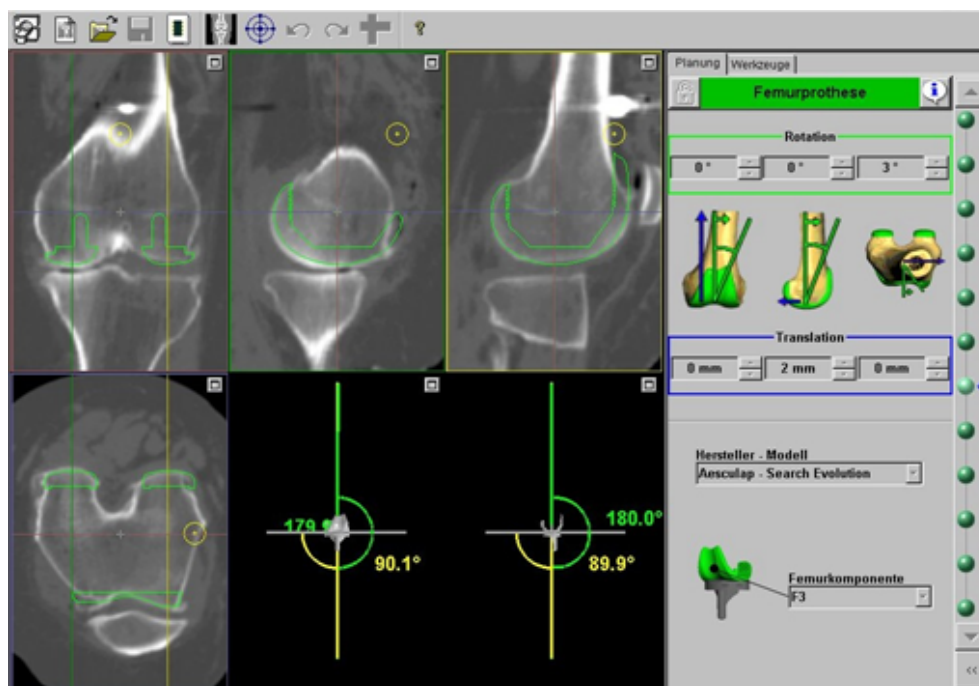


Abb. 20: Prothesenlage Femur

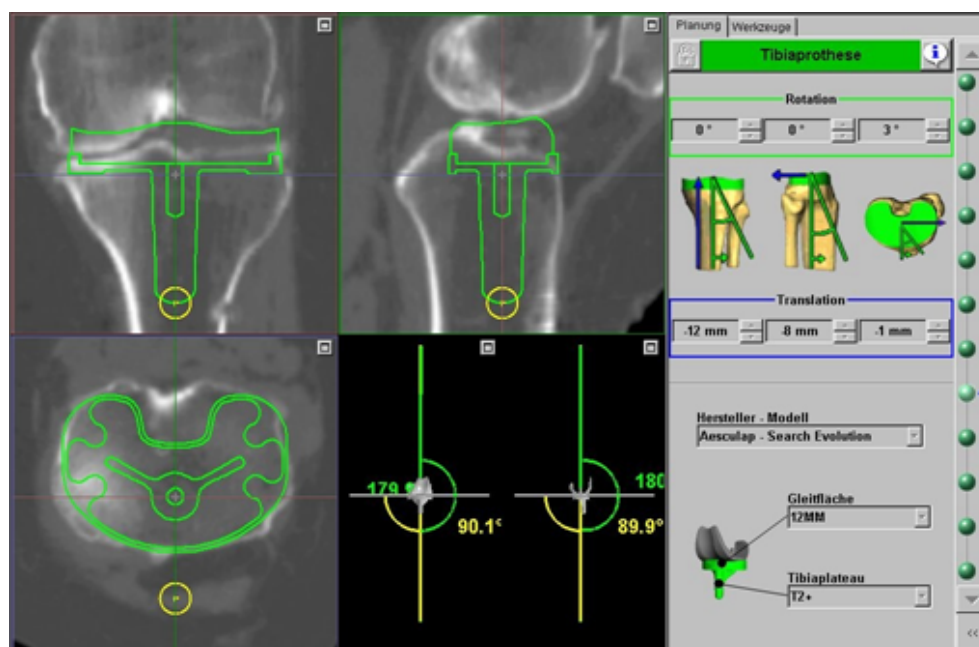


Abb. 21: Prothesenlage Tibia

Es ist hilfreich, dass man sofort erkennt, wie sich die Änderung eines Parameters auf alle anderen Parameter und auf die mechanische Achse auswirkt. Nach Bestimmung der Inlayhöhe gibt das Programm Auskunft, welche Veränderungen sich im Streck- und Beugespalt mit möglicher Auswirkung auf die Bandspannung ergeben. Dadurch kann festgestellt werden, ob voraussichtlich ein Release notwendig wird und ob die Implantatlage überdacht werden sollte. Die Angaben zur Weichteilspannung sind nur relativ, deshalb erfolgt die endgültige Festlegung der Inlaydicke und das Weichteilbalancing durch den Operateur intraoperativ.

Zum Schluss werden die Fräsbereiche festgelegt, um präzises, zeitsparendes Fräsen unter Schonung der Weichteile zu gewährleisten. Für die Dokumentation wird ein abschließender Überblick über die Planung ausgedruckt und die Daten auf eine Transferkarte überspielt, um sie auf den Roboter zu übertragen.

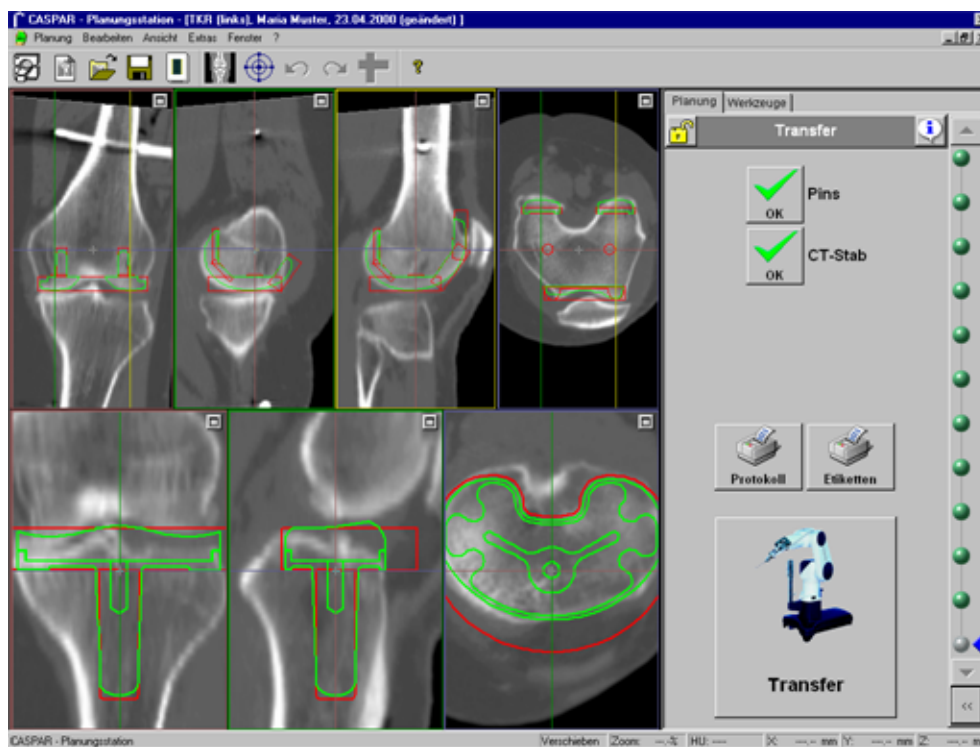


Abb. 22: Festlegung der Fräsbereiche (Grün: Endoprothese, Rot: Fräsbereich)

2.5.3 Roboterassistierte Operationstechnik

Der Patient wird genau wie bei der konventionellen Knieendoprothesenimplantation auf dem Rücken gelagert. Nach Desinfektion des OP-Gebietes und sterilem Abdecken erfolgt das Eröffnen des Kniegelenkes über einen klassischen medianen Hautschnitt, der die Inzisionen für die Pinsetzung einschließt. Nach Evertieren der Patella und Inspektion des Kniegelenkes, werden etwaige Exophyten an der Patella entfernt. Es folgt anschließend die zirkuläre Denervierung der Patella mit Elektro kauter. Die Gelenkkapsel wird medial und lateral vom Tibiaplateau gelöst. Das vordere Kreuzband und die Meniskusvorderhörner lateral und medial werden reseziert. Das Bein wird in einem speziell entwickelten Fixatur externe unter Verwendung von Steinmannägeln, die durch das distale Femur proximal des Markierungs-Pins bzw. durch die proximale Tibia distal des Markierungs-Pins gebohrt werden, eingespannt. An der Halterung sind Vorrichtungen für Haken und Hebel angebracht. Das Knie wird in die Haltevorrichtung eingespannt, Weichteilgewebe mit den speziellen Retraktoren zur Seite gehalten und anschließend der Roboter in Stellung gebracht. Der Fixierahmen wird mit dem Roboter fest verbunden.

Das ganze Verfahren wird von einem Polaris Infrarotkamarasystem überwacht, um bei intolerabler Bewegung den Fräsvorgang sofort abubrechen. Die reflektierenden „rigid bodies“ werden an der Schanz-Schraube des zu bearbeitenden Knochens und an der Verbindung zum Roboter befestigt. Falls die Bewegungen den Toleranzbereich überschreiten, wird das Robotersystem sofort gestoppt.

Um dem Roboter die Lage des Knochens zu vermitteln, wird das jeweilige CT-Kreuz, das auf die Referenzierungspins aufgesetzt wurde, mittels eines Messfühlers vom Roboter abgetastet und das Ergebnis mit den gespeicherten Daten verglichen.

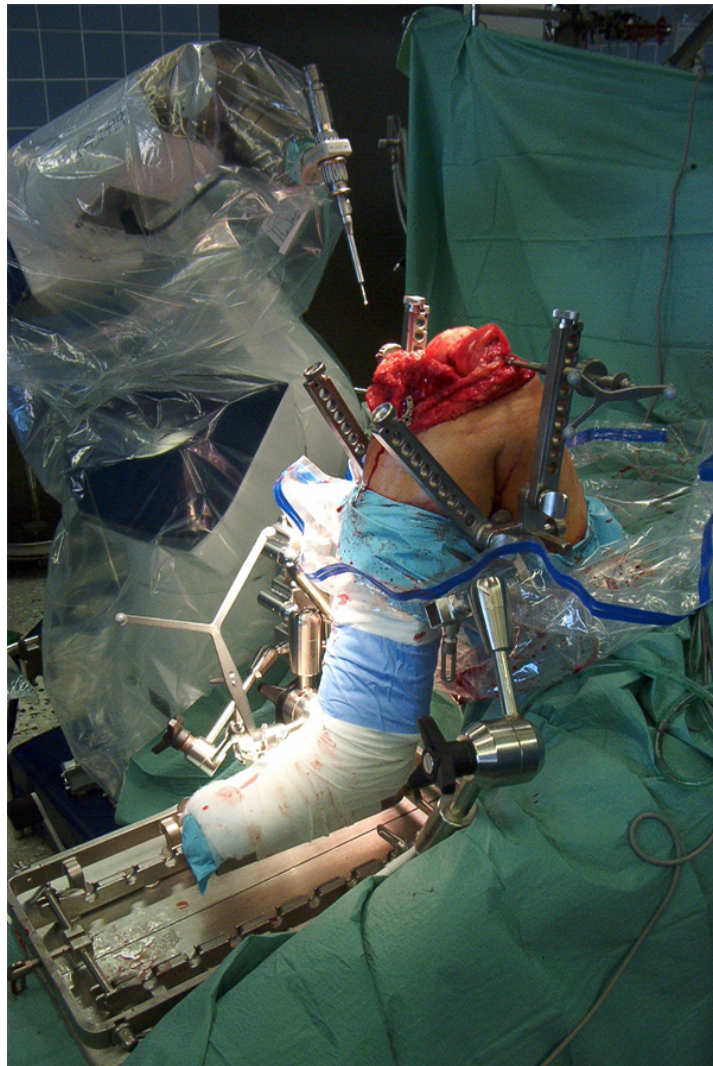


Abb. 23: *Positionierung des Roboters und Einspannen des Knies in die Haltevorrichtung*

Wenn die Daten übereinstimmen, beginnt der Roboter zunächst mit der Fräsung der femoralen Komponente. Nach Abschluss der femoralen Fräsung erfolgt der Umbau der Haltevorrichtung, so dass die Tibia vor dem Femur ausreichend für die Fräsarbeit exponiert ist. Weichteile wie die Meniskus-hinterhörner und Reste des vorderen Kreuzbandes werden entfernt. Um den Fräsvorgang zu beschleunigen, werden Osteophyten und die Eminentia intercondylaris mit dem Luer abgetragen. Nach Einmessen des tibialen CT-Kreuzes durch die Messfühler des Roboters erfolgt das Fräsen der Tibia. Die Fräsungen werden mit verschiedenen Fräsköpfen unter ständiger Wasserkühlung mit integriertem Spritzschutz durchgeführt.

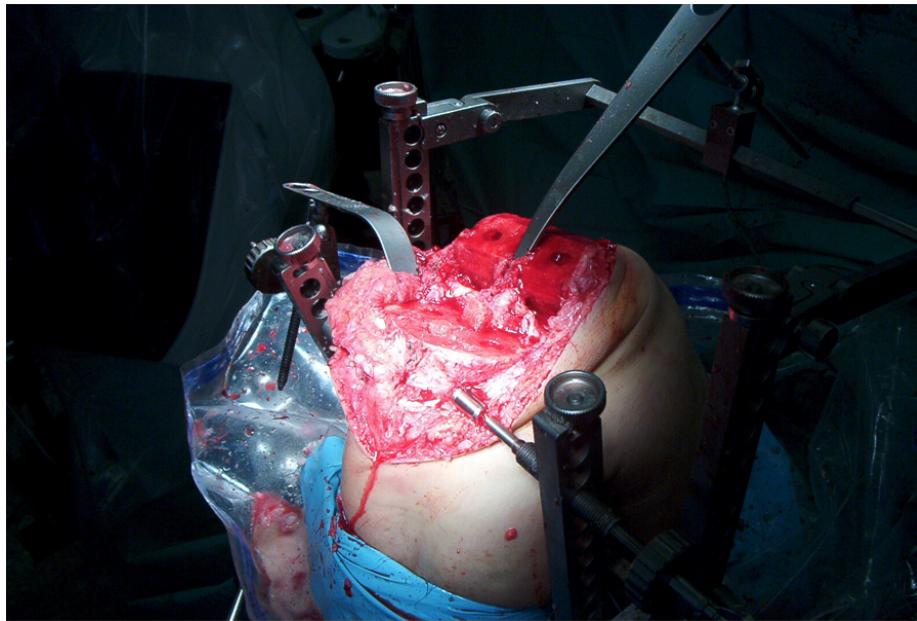


Abb. 24: Abschluss der femoralen und tibialen Fräsung

Nach Entfernung der Haltevorrichtung und der Pins erfolgt die Balancierung der Weichteile, die Auswahl des fixed bearing Polyäthyleninlays, das Zementieren der Implantate und der Wundverschluss in herkömmliche Weise.

2.6 Studiendesign

Am 27.03.00 wurde unter Leitung von Prof. Dr. Siebert eine vergleichende, multizentrische und prospektive Studie begonnen. Im Rahmen dieser Studie sollte durch das CASPAR-System die computergestützte Operationsplanung einer Knieprothesenimplantation und der chirurgische Eingriff durchgeführt werden. Das Ziel der computer- und robotergestützten Methode war die exakte 3-D-Planung basierend auf CT-Daten und die intraoperative Umsetzung der Planung durch die Roboterfräsung. Die Indikation zur Operation war die ausgeprägte Osteoarthritis des Kniegelenkes mit der Notwendigkeit des Oberflächenersatzes. Die Patienten wurden neben der üblichen Operationsaufklärung der Klinik zusätzlich mit einem CASPAR-Aufklärungsbogen über die geplante Operation informiert. Die alternative Möglichkeit einer konventionellen Implantation wurde den Patienten offen

gestellt. Die Patienten konnten jederzeit, ohne Angabe eines Grundes von der Teilnahme an der klinischen Studie zurücktreten. Innerhalb dieser klinischen Prüfung wurden ausschließlich handelsübliche und zugelassene Prothesen verwendet. In der Studie wurden weibliche und männliche Patienten aufgenommen, bei denen aufgrund eines degenerativen Knieleidens der alloarthroplastische Kniegelenkersatz indiziert war. Die Ausschlusskriterien für die Knieimplantation betrafen Patienten, deren Allgemeinzustand eine Studienteilnahme über einen längeren Zeitraum nicht sinnvoll erscheinen ließ, z.B. Patienten mit Systemerkrankungen, die nach klinischer Erfahrung die Regenerationsfähigkeit des Knochens beeinträchtigen (z.B. Diabetes, chronischer Kortisongebrauch, Asthmatiker, Rheumatiker, schwere Niereninsuffizienz und schwere kardio-vaskuläre Erkrankung). Ausgeschlossen waren auch Patienten mit einem immunologischen Defizit.

2.7 Klinische Untersuchung

2.7.1 Patientenerhebungsbogen

Alle Patienten wurden standardisiert anhand von Dokumentationsbögen prospektiv peri- und postoperativ untersucht (siehe Anhang).

Die zur roboterassistierten Gruppe gehörigen Patienten wurden nach 3, 6, 12, 24 und 60 Monaten nachuntersucht. Die Nachuntersuchung bei den manuell implantierten Knieendoprothesen erfolgte nach 12 Monaten.

Nach Erhebung der Anamnese mit Erfassung möglicher Risikofaktoren, des Mobilisationsgrades und der schmerzfreien Gehstrecke, erfolgte eine eingehende klinische Untersuchung. Diese basierte auf dem „Knee-Society-Score“ nach Insall et al. [Insall 1989].

2.7.2 Knee-Society-Score

Für die Nachuntersuchung von Patienten mit Knieendoprothesen wurde der Knee-Society-Score entwickelt. Es handelt sich um einen häufig eingesetzten klinischen Score. Der Score wird unterteilt in einen Kniescore, der nur das Kniegelenk an sich beurteilt und einen Funktionsscore, der die Fähigkeit des Patienten bezüglich des Gehens und Treppensteigens abschätzt. Der Kniescore erfasst die Kriterien Schmerz, Bewegungsausmaß und Stabilität des Gelenkes mit einer maximalen Zahl von 100 Punkten. Bei Streckdefizit, pathologischer Extension und bei Achsfehlstellung kommt es zu Punktabzügen. Der Funktionsscore bewertet die Fähigkeit des Gehens und Treppensteigens mit maximal 100 Punkten. Bei dem Einsatz von Stöcken oder Unterarmgehstützen kommt es zu einem Punktabzug von maximal 20 Punkten. Insgesamt können beim „Knee-Society-Score“ bis 200 Punkte erreicht werden (siehe Tabelle 1 und Anhang), dabei beträgt der subjektive Anteil 75% und der objektive Anteil 25 %.

Tabelle 1: Knee-Society-Score

<u>Kniescore</u>		<u>Funktionsscore</u>	
▪ Schmerz	(50)	Gehstrecke	(50)
▪ Bewegungsumfang	(25)	Treppensteigen	(50)
▪ Stabilität	(25)		
○ Anteriorposterior	(10)		
○ Mediolateral	(15)		
Maximal	100 Punkte	Maximal	100 Punkte
Defizite:	Punktabzug	Defizite:	Punktabzug
▪ Beugekontraktur	(15)	▪ Gehhilfen	(20)
▪ Streckhemmung	(15)		
▪ Achsabweichung	(20)		
Gesamt Kniescore	max. 100	Gesamt Funktionsscore	max. 100

2.8 Röntgendiagnostik

Exakte Röntgenaufnahmen sind für die präoperative Planung notwendig. Präoperativ und postoperativ wurden bei allen Patienten eine standardisierte anterior-posteriore, eine seitliche Aufnahme und eine Patellatangentialaufnahme sowie eine Ganzbeinaufnahme des Kniegelenks angefertigt. Die a.p. Aufnahme erfolgt in Format 20x40 cm, die seitliche Aufnahme möglichst in 30° Kniebeugung, die Patellatangentialaufnahme in 45° Kniebeugung.

2.8.1 Röntgenganzbeinaufnahme

Die Röntgenganzbeinaufnahme im Stehen dient der Beinachsenbestimmung, sowohl vor als auch nach der Operation.

2.8.2 Patellaaufnahme

Die Patellaaufnahme wird benötigt, um Form, Lage (zentral oder lateral) und Achsenabweichungen der Patella beim Eintritt ins Gleitlager zu beurteilen und die Dicke der Patella für eine etwaige Resektion, für einen Patellaersatz abschätzen zu können.

2.8.3 Winkel- und Achsenbestimmung

Die korrekte Beinausrichtung ist von entscheidender Bedeutung in der Knieendoprothetik, um erfolgreiche Langzeitergebnisse zu erreichen. Die mechanische Beinachse (auch Mikulicz-Linie oder Traglinie genannt) ist in der Röntgenganzbeinaufnahme durch die Verbindung von Hüftkopfmittelpunkt und Sprunggelenkmitte definiert. Als normale mechanische oder ideale Achsausrichtung bezeichnet man diese Mikulicz-Linie, wenn sie auch durch die Mitte des Kniegelenkes verläuft. Abweichungen von der normalen mechanischen Achsausrichtung könnte zu einem Varus- oder Valgusknie führen. Bei einer Varusstellung ist dabei die Mikulicz-Linie medial vom Kniezentrum zu finden,

bei einer Valgusstellung entsprechend lateralseitig. Abweichungen von der mechanischen Achsausrichtung können zur Überlastung der medialen Polyethylenoberfläche führen, wenn es zu einer Varisierung kommt bzw. zur übermäßigen Belastung der lateralen Polyethylenoberfläche im Falle einer Valgisierung.

Postoperativ wurde bei allen Patienten die mechanische Beinachse gemessen. Dabei wurde jeweils die mechanische Achse von Femur und Tibia festgelegt und der Winkel zwischen beiden Geraden bestimmt. Außerdem wurde der Femurprotheseninnenwinkel mediallyseitig zwischen der mechanischen Femurachse und der Tangente an den distalen Femurkondylen bzw. am Implantat gemessen. Der Tibiaprotheseninnenwinkel wurde mediallyseitig zwischen der mechanischen Tibiaachse und der Tangente an dem Tibiaplateau bzw. an dem Implantat gemessen.

2.9 Nachbehandlung

2.9.1 Postoperative Schmerzbehandlung

Nach einer Knieendoprothetik haben sich in unserer Klinik 3 Verfahren in der frühen postoperativen Phase bewährt.

1. Patientenkontrollierte Analgesie (PCA)
2. Kontinuierliche Epiduralanalgesie
3. Alle 4 bis 6 Stunden Verabreichung subkutaner Analgetika (1/2 bis 1 Ampulle Dipidolor) bei Bedarf

Bei der PCA dosiert der Patient je nach Bedarf die Frequenz von Bolusgaben eines Opioids. Diese Schmerzmedikation eignet sich für die unmittelbare postoperative Phase, abhängig von der Schmerzsymptomatik über zwei bis drei Tagen.

Bei Epiduralanalgesie wird am Operationstag ein Katheder epidural gelegt. Über einen Perfusor wird je nach Schmerzsymptomatik eine tägliche Dosisanpassung mit Lokalanästhetika unter sorgfältiger Kontrolle der liegenden Katheder durchgeführt.

In den ersten postoperativen Tagen erfolgt die Verabreichung subkutaner Analgetika (1/2 bis 1 Ampulle Dipidolor), bei Bedarf alle 4 bis 6 Stunden.

Zusätzlich zu oben erwähnten Schmerztherapien bekommen die Patienten regelmäßig NSAR, zum Beispiel Diclofenac 75 mg zwei Mal täglich.

2.9.2 Thromboseprophylaxe

Patienten wurden mit 0,3 ml niedermolekularem Heparin (Mono Embolex) ein Mal täglich am Abend, mit Beginn am Vorabend der Operation behandelt. Außerdem wurden beidseits Kompressionstrümpfe postoperativ getragen.

Bei Risikopatienten wurden die Patienten gewichtsadaptiert mit niedermolekularem Heparin (Innohep) behandelt.

Bei Verdacht auf Thrombose wurde eine Duplexsonographie durchgeführt. Falls eine Thrombose nicht ausgeschlossen werden konnte, wurde eine Phlebographie zur endgültigen Diagnostik durchgeführt.

2.9.3 Krankengymnastik und physikalische Therapie

Es ist schon lange bekannt, dass Hochlagern des Beines und Kompressionsverbände postoperative Schwellungen reduzieren können. Durch Synovialiskompression reduzieren sich Erguss und Hämarthrosbildung im operierten Gelenk. Mit der Kryotherapie wird sofort nach der Operation begonnen.

Die intensive Durchführung krankengymnastischer und physikalischer Therapie ist zum Erzielen optimaler Ergebnisse in der Knieendoprothetik

notwendig. Schon am ersten Tag wird mit Bewegungsübungen der oberen Extremitäten und Atemübung als Pneumonieprophylaxe begonnen. Sitzen und kurzer Stand vor dem Bett bei stabilen Kreislaufverhältnissen werden geübt. Gleichzeitig wird der Patient zu aktiver Mitarbeit motiviert.

Am zweiten postoperativen Tag werden die intraartikulären Wunddrainagen und die Kompressionsverbände entfernt, der Verband gewechselt, Kompressionstrümpfe werden angezogen. Die Patienten laufen mit Gehunterarmstützen unter krankengymnastischer Anleitung mit schmerzadaptierter Belastung. Die erste und wichtigste Aufgabe der Nachbehandlung, nach Implantation einer Knieendoprothese ist die Wiederherstellung der Beweglichkeit, der Funktion und Stabilität. Bei den meisten Patienten ist die Beweglichkeit vor der Operation eingeschränkt: Die Oberschenkelmuskulatur der betroffenen Seite ist durch langjährige Schonung in der Zeit vor der Operation schon atrophiert.

Diese inaktivitätsbedingte Muskelatrophie wird durch die Operation und den Klinikaufenthalt verstärkt, was durch gezieltes Muskelaufbautraining beseitigt werden muss. Häufig haben die Patienten über die Jahre ein falsches Gangbild entwickelt, welches durch intensive Gang- und Koordinationsschulung wieder korrigiert werden kann.

Die Kniegelenkmobilisation wird durch die CPM-Schiene (Continuous Passive Motion) unterstützt. Abgesehen davon werden durch diese passive Bewegung die antiödematösen Maßnahmen unterstützt und die Schwellung reduziert. Der antiödematöse Effekt wird durch Hochlagern des Beines verstärkt.

Nach abgeschlossener Wundheilung wird die Behandlung durch Bewegungsbäder ergänzt. Durch Einzel- und Gruppentherapie wird die Beweglichkeit verbessert und die Muskulatur gestärkt.

2.9.4 Mobilisation in Narkose

Einige Patienten erreichen trotz intensiver passiver und aktiver Maßnahmen keine ausreichend gute Beugung. Es gibt unterschiedliche Meinungen über den Zeitpunkt und darüber, bei welchem Bewegungsdefizit eine Narkosemobilisation durchgeführt werden sollte. Viele Autoren empfehlen eine Mobilisation des Gelenkes, wenn nach zweiwöchiger intensiver krankengymnastischer Behandlung eine Bewegung von 90° nicht erreicht ist [Chandler 1983, Insall 1984]. Einige Autoren sehen die Notwendigkeit der Mobilisation, wenn nach 2 Wochen keine rechtwinklige Beugung erreicht ist [Ulrich u. Rogge 1992], andere wiederum mobilisieren am 21sten postoperativen Tag, wenn bis dahin keine Flexion von mehr als 70-75° erzielt ist [Jerosch 1999].

2.10 Rehabilitation und Nachuntersuchung

Der Begriff „Rehabilitation“, d.h. ein Wiedereinsetzen in den früheren Zustand, ist eigentlich nicht zu realisieren. Es ist aber möglich, eine gute funktionelle Anpassung der verbliebenen Behinderung an die verschiedenen Erfordernisse des Alltagslebens in Familie und Beruf zu erreichen [Jerosch 1999].

Patienten werden in unserer Klinik bei der Auswahl und Organisation einer anschließenden Reha-Maßnahme von einer Sozialarbeiterin betreut. Nach 2 bis 3 Wochen werden die Patienten in die AHB entlassen.

2.11 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Untersuchungsdaten erfolgt mit dem Statistikprogramm SPSS in der Version 12.0. Bei der deskriptiven Auswertung der einzelnen normalverteilten Variablen wurde der arithmetische Mittelwert, das Minimum, Maximum sowie die Standardabweichung bestimmt. Bei nicht normalverteilten Variablen wurde der Median und der Interquartilabstand benutzt.

Beim Vergleich zwischen zwei verbundenen, normalverteilten Stichproben wurde der t-Test für paarige Stichproben angewandt.

Bei normalverteilten Meßwerten wurde zum Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben der Student t-Test für unverbundene Stichproben benutzt. Wenn keine Normalverteilung vorlag, wurde zum Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben der U-Test nach Mann und Whitney verwendet.

Bei der Überprüfung des Zusammenhanges kategorialer Daten wurde der χ^2 -Test verwendet.

Alle Tests wurden auf einem Signifikanzniveau von 99% durchgeführt. Die Irrtumswahrscheinlichkeit beträgt bei dem Test 1%.

3 Ergebnisse

3.1 Patientendaten roboterassistierter Knieendoprothesen

3.1.1 Patientenanzahl

Seit 1999 wurde das CASPAR-System zunächst an künstlichen, dann an humanen Knochen erprobt und das Verfahren standardisiert. Das System wurde unter klinischer Leitung unserer Klinik für den Einsatz in der Knieendoprothetik weiter entwickelt. Am 29.03.2000 wurde in der Orthopädischen Klinik Kassel die erste roboterassistierte Knieendoprothese implantiert. Bis Juli 2002 wurden 70 zementierte roboterassistierte Search Evolution Knieendoprothesen mit einem fixed bearing Plateau bei 68 Patienten eingesetzt. Bei einer Patientin wurde am gleichen Tag eine beidseitige knieendoprothetische Versorgung durchgeführt. Bei einer anderen Patientin wurden die Knieendoprothesen im Abstand von anderthalb Jahren implantiert. Das Durchschnittsalter der Patienten (49 Frauen und 21 Männer) lag bei 66 Jahren (46-82). Es wurden alle Patienten prospektiv erfasst und nach 3, 6, 12, 24 und 60 Monaten nachuntersucht. Insgesamt konnten wir 68 Patienten (97,1%) nach einem Jahr, 64 Patienten (92,9%) nach 2 Jahren und 56 Patienten (80%) nach 5 Jahren nachuntersuchen. Im Laufe der 5 Jahre konnten 4 Patienten (5,7%) nicht nachuntersucht werden, da ein Pat. ins Ausland und 3 Patienten unbekannt verzogen waren. Insgesamt sind im Laufe der 5 Jahre 8 Patienten (11,4%) verstorben und bei zwei Patienten (2,9%) wurde die Knieprothese gewechselt.

Die Operationsindikation war die primäre Arthrose. Ausgeschlossen wurden Patienten mit Erkrankungen, die den Knochen schwächen (z. B. Rheuma, Osteoporose), mit Immunerkrankungen, reduziertem Allgemeinzustand und Patienten mit verminderter Kooperationsbereitschaft.

3.1.2 Prothesenmodelle

Bei allen 70 Patienten wurde eine roboterassistierte zementierte Knieendoprothese Typ Search Evolution mit einem fixed bearing Plateau implantiert.

3.1.3 Geschlechterverteilung

Bei den 70 operierten Patienten, bei denen eine Search Evolution Knieendoprothese implantiert wurde, handelte es sich um 49 Frauen und 21 Männer.

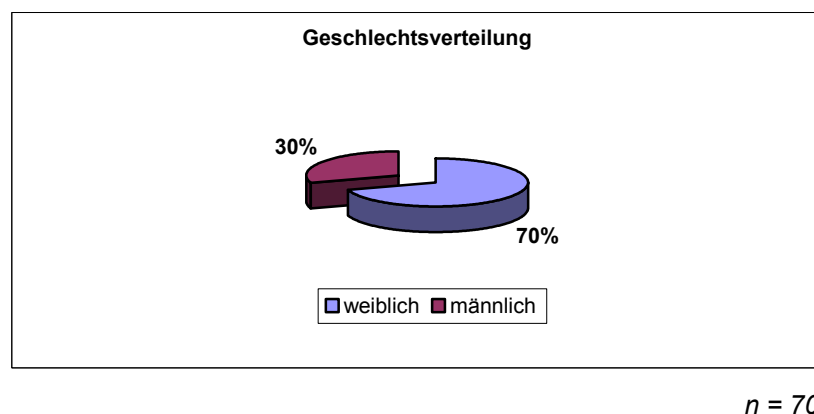


Abb. 25: Die überwiegende Anzahl der Implantatträger war weiblich.

3.1.4 Altersverteilung

Das Durchschnittsalter lag bei 66 Jahren (46-82). Die Altersverteilung wurde in 5 Gruppen eingeteilt. 6 Patienten gehörten in die Gruppe bis 50 Jahren, 12 Patienten in die Gruppe 51 bis 60 Jahren, 28 Patienten in die Gruppe 61 bis 70 Jahren, 22 Patienten in die Gruppe 71 bis 80 Jahren und 2 Patienten in die Gruppe mit über 81 Jahren. Die überwiegende Anzahl der Patienten war älter als 61 Jahre.

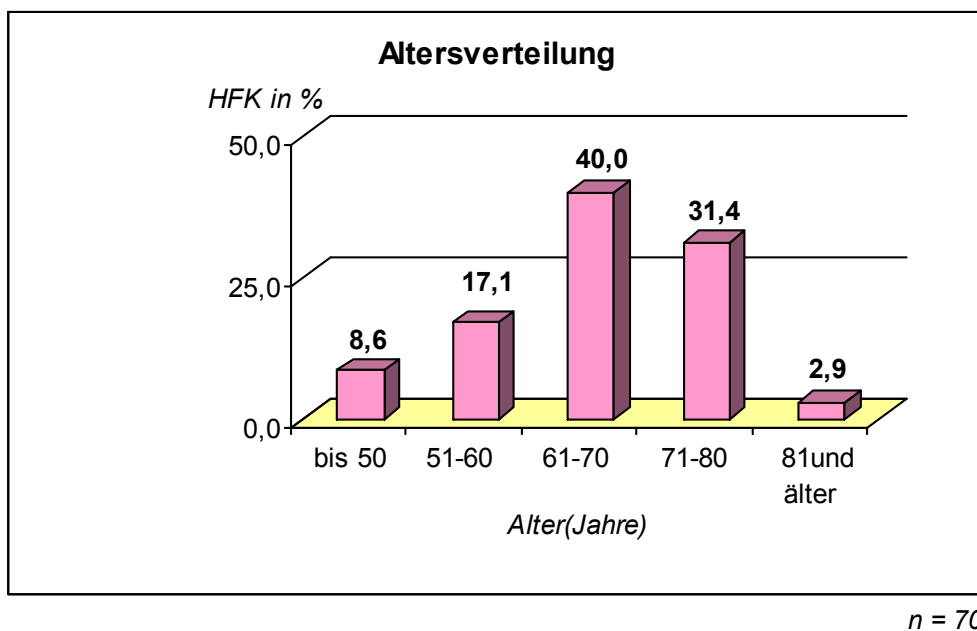


Abb. 26: Die Altersverteilung zeigt, dass 70% der Patienten zwischen 61 und 80 Jahre alt sind.

3.1.5 BMI

Body-Mass-Index (BMI) wurde für alle Patienten ausgerechnet. Dieser Index ist ein Maß für die medizinische Klassifikation von Übergewicht. Dabei wird das Körpergewicht in Kilogramm geteilt durch die Körpergröße in Metern zum Quadrat genommen. Die Weltgesundheitsorganisation WHO hat in ihrem Report 1995 und 1998 Übergewicht und Adipositas folgendermaßen klassifiziert:

Tabelle 2: Einteilung von Übergewicht durch die WHO

Normalgewichtig	20,0 bis 24,9
Übergewichtig	25 bis 29,9
Adipositas (Grad I bis II)	30 bis 39,9
Schwere Adipositas (Grad III)	Über 40

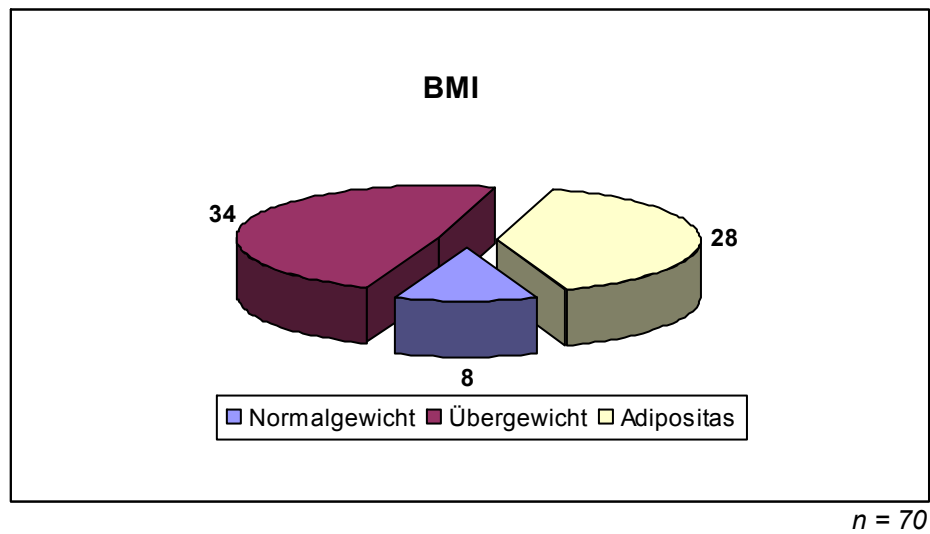


Abb. 27: Body-Mass-Index, die überwiegende Anzahl der Patienten waren übergewichtig.

3.1.6 Seitenverteilung

Die Knieendoprothesen wurden insgesamt 36 mal rechts und 34 mal links implantiert.

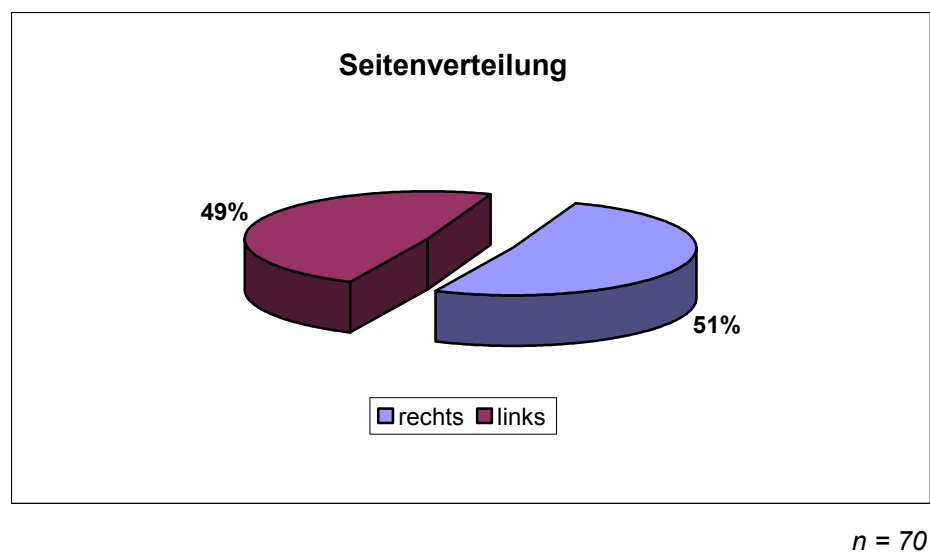


Abb. 28: Seitenverteilung zeigt keinen signifikanten Unterschied.

3.1.7 Klinische Resultate

Für die Nachuntersuchung von Patienten mit Knieendoprothesen wurde der Knie-Society-Score entwickelt. Es handelt sich um ein häufig eingesetzten klinischen Score. Der Score wird unterteilt in einen „Knie-Score“, der nur das Kniegelenk an sich beurteilt und einen „Funktionsscore“. Der „Knie-Score“ erfasst die Kriterien Schmerz, Bewegungsausmaß und Stabilität des Gelenkes mit einer maximalen Zahl von 100 Punkten. Der „Funktionsscore“ bewertet die Fähigkeit des Gehens und Treppensteigens mit maximal 100 Punkten

3.1.7.1 Schmerz

Schmerz ist die wichtigste Indikation zur Operation. Im Kniescore spiegelt sich der Schmerz mit maximal 50 zu vergebenden Pluspunkten wieder. Dieser Parameter macht somit 50 Prozent der zu vergebenden Punkte für den klinischen Teil des Knee-Society-Scores aus. Der Schmerz verbesserte sich nach fünf Jahren mit einem signifikanten Unterschied von durchschnittlich 6 präoperativ auf 44 Punkten.

Tabelle 3: Vergleich des Merkmals Schmerz präoperativ und nach 60 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied bei CASPAR implantierten Knieendoprothesen.

Schmerz	präoperativ	12 Monate	24 Monate	60 Monate
Maximalwert	45	50	50	50
Minimalwert	0	0	20	0
Arit. Mittelwert	6,36	44,04	47,23	43,75
Standard-abweichung	10,86	11,17	7,60	11,72
Anzahl	70	68	65	56

$n = 56$

$t = -19,185; df = 55; p = 0,000 (s.)$

3.1.7.2 Beweglichkeit

Im Knee-Society-Score macht die Beweglichkeit bis zu 25 Punkte aus. Allein dies kennzeichnet die große Bedeutung, die dieser Parameter im Score hat. Dieser Parameter entspricht damit 25 Prozent der zu vergebenden Punkte. Der Mittelwert verbesserte sich nach fünf Jahren von 21 präoperativ auf 22 Punkte. Die Verbesserung ist mit $p=0,079$ nicht signifikant. Die Beweglichkeit hat sich präoperativ von durchschnittlich 104° auf 109° verbessert. Nach fünf Jahren konnte bei 54 Pat. (97,2%) eine Flexionsfähigkeit zwischen 90° und 135° erreicht werden. Bei 2 Pat. (2,8%) lag die Flexionsfähigkeit zwischen 80° und 85° .

Tabelle 4: Vergleich des Merkmals Beweglichkeit präoperativ und nach 60 Monaten zeigt keinen signifikanten Unterschied bei CASPAR implantierten Knieendoprothesen.

Beweglichkeit	präoperativ	12 Monate	24 Monate	60 Monate
Maximalwert	25	25	25	25
Minimalwert	10	15	16	16
Arit. Mittelwert	20,73	21,47	21,88	21,62
Standard-abweichung	3,14	1,99	2,11	2,18
Anzahl	70	68	65	56

$n = 56$

$t = -1,791; df = 55; p = 0,079$ (n. s.)

3.1.7.3 Stabilität

Für den Erfolg einer Knieendoprothese ist die Stabilität neben der Komponentenposition ausschlaggebend. Die Stabilität wird im Kniescore mit 25 Punkten bewertet. Der arit. Mittelwert verbesserte sich nach fünf Jahren von 23 präoperativ auf 25 Punkte. Die Verbesserung ist mit $p=0,004$ signifikant.

Tabelle 5: Vergleich des Merkmals Stabilität präoperativ und nach 60 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied bei CASPAR implantierten Knieendoprothesen.

Stabilität	präoperativ	12 Monate	24 Monate	60 Monate
Maximalwert	25	25	25	25
Minimalwert	5	15	15	20
Mittelwert	22,86	24,04	24,69	24,64
Standard-abweichung	4,13	2,16	1,49	1,29
Anzahl	70	68	65	56

$n = 56$

$t = -2,806$; $df = 55$; $p = 0,004$ (s.)

3.1.7.4 Gehstrecke

Die Gehstrecke wird mit maximal 50 Punkten im Funktionsscore bewertet. Das spiegelt auch die Bedeutung wider, die dieser Punkt für die Zufriedenheit der Patienten hat. Der arit. Mittelwert verbesserte sich nach fünf Jahren von 28 präoperativ auf 44 Punkte. Der statistische Vergleich zeigte einen signifikanten Unterschied.

Tabelle 6: Vergleich des Merkmals Gehstrecke präoperativ und nach 60 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied bei CASPAR implantierten Knieendoprothesen.

Gehstrecke	präoperativ	12 Monate	24 Monate	60 Monate
Maximalwert	50	50	50	50
Minimalwert	10	20	20	20
Arit. Mittelwert	27,57	43,24	44,31	43,57
Standard-abweichung	11,09	9,53	9,01	8,82
Anzahl	70	68	65	56

$n = 65$

$t = -9,197$; $df = 55$; $p = 0,000$ (s.)

3.1.7.5 Treppensteigen

Das Treppensteigen wird genauso wie die Gehstrecke und der Schmerz mit maximal 50 Punkten im Funktionsscore bewertet. Für die Patienten ist das Treppensteigen sehr wichtig. Der Mittelwert verbesserte sich nach zwei Jahren von 28 auf 43 Punkte. Der statistischer Vergleich zeigte eine Signifikanz von $p=0.000$, damit ist die Verbesserung signifikant. Nach 5 Jahren verringerte sich der durchschnittliche Mittelwert für das Treppensteigen von 43 auf 41 Punkte.

Tabelle 7: Vergleich des Merkmals Treppensteigen präoperativ und nach 60 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied bei CASPAR implantierten Knieendoprothesen.

Treppensteigen	präoperativ	12 Monate	24 Monate	60 Monate
Maximalwert	40	50	50	50
Minimalwert	0	30	30	15
Arit. Mittelwert	28,29	38,82	43,31	40,63
Standard-abweichung	6,58	9,70	8,85	10,27
Anzahl	70	68	65	56

$n = 56$

$t = -7,392; df = 55; p = 0,000$ (s.)

3.1.7.6 Kniescore

Der Kniescore verbesserte sich nach einem Jahr von 39 auf 89 Punkte und nach zwei Jahren sogar auf 93 Punkte. Dies zeigt eine deutliche Steigerung, was sich bei den einzelnen Parametern bereits in der Einzelanalyse zeigte. Nach 5 Jahren nahm der Kniescore von 93 auf 90 Punkte ab. Der Unterschied war nicht signifikant.

Tabelle 8: Vergleich des Merkmals Kniescore präoperativ und nach 60 Monaten zeigt einen hoch signifikanten Unterschied bei CASPAR implantierten Knieendoprothesen.

Kniescore	präoperativ	12 Monate	24 Monate	60 Monate
Maximalwert	94	100	100	100
Minimalwert	0	36	67	38
Arit. Mittelwert	38,56	88,88	93,31	89,68
Standard-abweichung	16,12	12,01	7,44	12,85
Anzahl	70	68	65	56

$n = 56$

$t = -19,278; df = 55; p = 0,000 (s.)$

3.1.7.7 Funktionsscore

Wie im Kniescore zeigt sich auch im Funktionsscore eine deutliche Steigerung von durchschnittlich 53 auf 81 Punkte nach einem Jahr und sogar 87 Punkte nach 2 Jahren. Der Funktionsscore verschlechterte sich aber nach 5 Jahren von 87 auf 84 Punkte.

Tabelle 9: Vergleich des Funktionsscores präoperativ und nach 60 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied bei CASPAR implantierten Knieendoprothesen.

Funktionsscore	präoperativ	12 Monate	24 Monate	60 Monate
Maximalwert	90	100	100	100
Minimalwert	10	40	40	45
Mittelwert	53,07	81,32	86,62	83,66
Standard-abweichung	15,56	17,35	18,18	18,27
Anzahl	70	68	65	56

$n = 56$

$t = -10,051; df = 55; p = 0,000 (s.)$

3.1.7.8 Gesamtscore

Der Gesamtscore verbesserte sich von durchschnittlich 91 auf 170 Punkte nach einem Jahr und sogar 180 Punkte nach 2 Jahren. Nach 5 Jahren reduzierte sich aber der Gesamtscore von 180 auf 173 Punkte.

Tabelle 10: Verlauf des Gesamtscores, Vergleich des Gesamtscores präoperativ und nach 60 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied bei CASPAR implantierten Knieendoprothesen.

Gesamtscore	präoperativ	12 Monate	24 Monate	60 Monate
Maximalwert	184	200	200	200
Minimalwert	41	105	131	93
Arit. Mittelwert	91,79	170,21	179,92	173,34
Standard-abweichung	25,32	23,55	21,60	27,02
Anzahl	70	68	65	56

$n = 56$

$t = -17,467; df = 55; p = 0,000$ (s.)

3.1.8 Röntgenologische Auswertung

3.1.8.1 Mechanische Beinachse

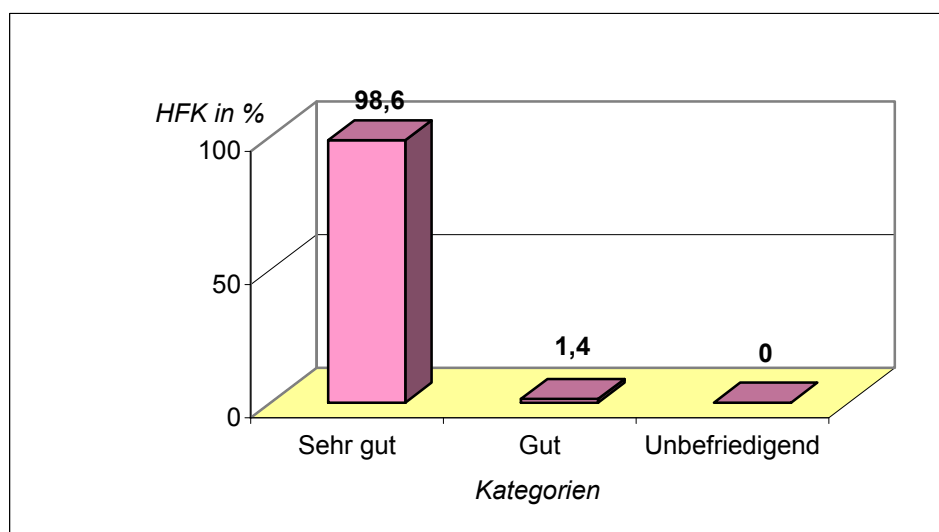
In der Knieendoprothetik ist die erreichte mechanische Beinachse ein wesentliches Qualitätsmerkmal. Die mechanische Achse setzt sich zusammen aus der femoralen Achse a.p. sowie tibialen Achse a.p.

Vermessen wurden im Stehen angefertigte Röntgenganzbeinaufnahmen. In der Regel wurde ein Winkel zwischen femorale und tibiale Achse von 0° angestrebt. Nur in einem Fall wurde ein Varuswinkel von $3,7^\circ$ geplant, um eine übermäßige Knochenresektion zu vermeiden und eine ausreichende Bandspannung zu erhalten.

Die mechanische Beinachse wurde in 45,7% der Fälle mit 0° gemessen. Wenn der mögliche radiologische Messfehler berücksichtigt und als sehr gutes Ergebnis das Erreichen der mechanischen Achse zwischen 0° bis 3° Varus/Valgus definiert wird [Konermann 2003], entsprachen 98,6% der implantierten Prothesen einem sehr guten Ergebnis. 1,4% (ein Patient) der implantierten Knieprothesen erreichten ein gutes Ergebnis. Bei einem Patienten wurden 4° Achsabweichung gemessen, ohne das nachträglich eine Ursache nachvollzogen werden konnte. Es gab keine Knieendoprothese mit unbefriedigendem Ergebnis.

Tabelle 11: Definition der Ergebniskategorien (Abweichung von Idealwert)

	Mechanische Achse a.p.	Femur-Achse a.p.	Tibia-Achse a.p.
Sehr gut	0° - 3°	0° - 2°	0° - 2°
Gut	4° - 5°	3° - 4°	3° - 4°
Unbefriedigend	> 5°	> 4°	> 4°



$n = 70$

Abb. 29: Mechanische Beinachse a.p. postoperativ

3.1.8.2 Implantatlage femoral

Die femorale Achse a.p. konnte in 62,9% der Fälle das Idealergebnis von 90° erreichen. Unter Berücksichtigung einer Abweichung von 0° bis 2° Varus/Valgus lagen in der Gruppe mit einem sehr guten Ergebnis insgesamt 98,6% der implantierten Knieendoprothesen. Nur ein Patient lag mit 3° außerhalb des definierten optimalen Bereich von 2°. Es gab keine Knieendoprothese mit unbefriedigendem Ergebnis.

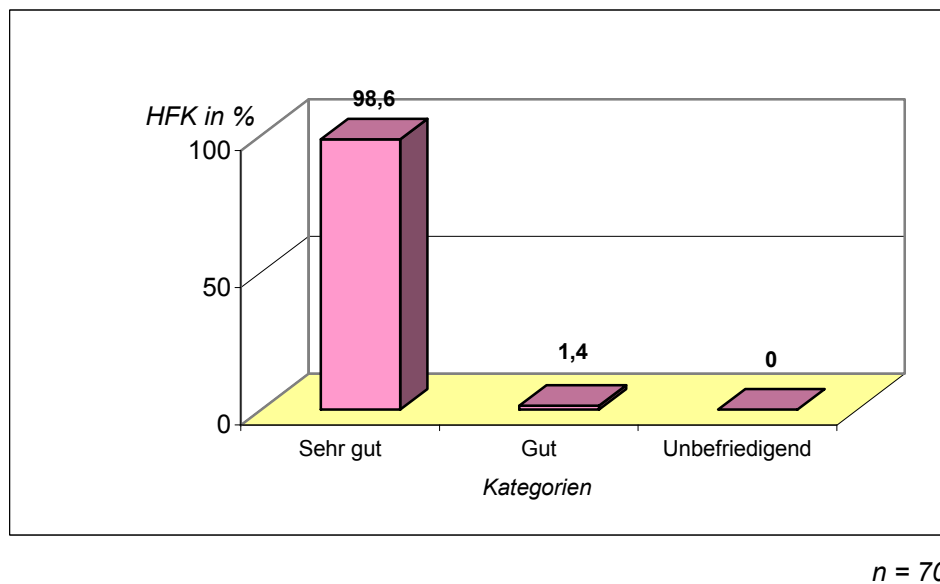


Abb. 30: Femorale Achse a.p. postoperativ

3.1.8.3 Implantatlage tibial

Bei 78,6% der implantierten Knieendoprothesen wurde eine exakte Implantation auf 90° Tibiaprotheseninnenwinkel in a.p. erzielt. In der Gruppe mit einem sehr guten Ergebnis, das mit einer Achsabweichung von 0 bis 2° definiert wurde, lagen insgesamt 98,6% der implantierten Prothesen. Ein gutes Ergebnis konnte in 1,4% (ein Patient) der Fälle erreicht werden.

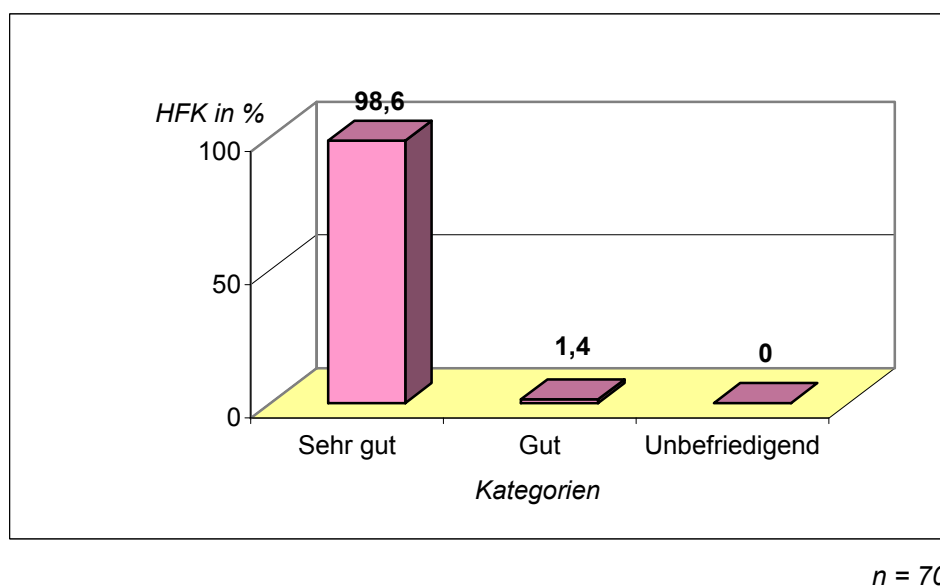


Abb. 31: Tibiale Achse a.p. postoperativ

3.1.9 Operationsdauer

Die durchschnittliche Operationsdauer betrug 135 min. (80 - 180 min.). In einem Fall dauerte die Operation aufgrund einer Patellasehnenruptur ca. 260 min.

Tabelle 12: Operationsdauer

	Anzahl	Minimum	Maximum	Arit. Mittelwert	Standard-abweichung
Operationsdauer	70	80	180	134,62	26,67

3.1.10 Komplikationen

Während des stationären Aufenthaltes und im Laufe des Beobachtungszeitraumes von 5 Jahren wurden folgende Komplikationen beobachtet:

- *Tiefe Beinvenenthrombose (4 Fälle),*
- *Hämatom (1 Fall),*
- *Narkosemobilisation (8 Fälle),*
- *Wundheilungsstörung (3 Fälle),*
- *tiefe Infektion (1 Fall),*
- *oberflächliche Infektion (1 Fall),*
- *Sekundärnaht (1 Fall),*
- *Hautnekrose (1 Fall),*
- *Retropatellarersatz (3 Fälle),*
- *Versetzung der Tuberositas tibiae (1 Fall),*
- *Patellasehnenteilruptur (1 Fall),*
- *Prothesenwechsel (2 Fälle).*

Es wurden weder intra- noch postoperativ Komplikationen registriert, die auf den Einsatz des Roboters zurückgeführt werden konnten. Intraoperativ trat bei einem Fall ein mechanisches Problem am Verlängerungskreuz auf, woraus eine geringe Fehlfräsung des Femurs resultierte, die manuell ausgeglichen werden konnte. In einem Fall kam es zu einer Pinlockerung infolge von Osteoporose, sodass die Operation manuell beendet wurde. In drei Fällen führten wir einen Patellarückflächenersatz nachträglich, aufgrund der Retropatellararthrose und

persistenter Patellaskmerzen, durch. Postoperativ sahen wir eine Hautnekrose bei Adipositas per magna und in der Anfangsphase drei oberflächliche Infekte im Bereich der Pineintrittstellen, die sich unter konservativer Therapie rasch zurückbildeten; einmal musste revidiert werden. Eine Narkosemobilisation wurde zur Verbesserung der Beweglichkeit in 8 Fällen durchgeführt. Eine tiefe Beinvenenthrombose wurde in 4 Fällen festgestellt. Insgesamt kam es in 2 Fällen zu einem Prothesenwechsel. Bei einem Patienten trat ein Spätinfekt des Knies ein halbes Jahr postoperativ auf, der mit einmaliger arthroskopischer Spülung und Antibiotikagabe zunächst folgenlos ausheilte. Es kam aber 4 Jahre später zur Reinfektion und anschließendem zweizeitigen Prothesenwechsel. Bei einer anderen Patientin traten mehrere Probleme im Verlauf auf. So kam es nach einer Beinvenenthrombose, einer Narkosemobilisation und einer Versetzung der tuberositas tibiae zu einem Prothesenwechsel aufgrund persistenter Schmerzen.

3.2 Patientendaten manuell implantierter Knieendoprothesen

3.2.1 Patientenanzahl

Insgesamt wurden unter Berücksichtigung der Ausschlusskriterien 232 Patienten zum Vergleich in die Studie aufgenommen.

3.2.2 Prothesenmodelle

Bei allen Patienten wurde eine zementierte Knieendoprothese Typ NexGen CR mit einem fixed bearing Plateau implantiert.

3.2.3 Geschlechtsverteilung

Von den 232 operierten Patienten waren 170 Frauen und 62 Männer.

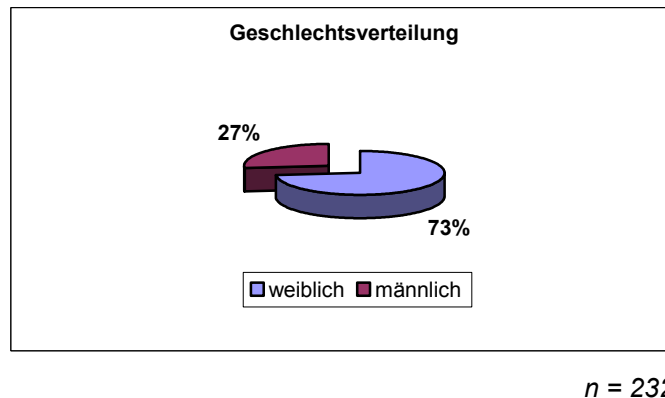


Abb. 32: Die überwiegende Anzahl der Implantat-träger war weiblich.

3.2.4 Altersverteilung

Das Durchschnittsalter lag bei 70,95 Jahren (37-90). Die Altersverteilung wurde in 5 Gruppen eingeteilt. 4 Patienten gehörten in die Gruppe bis 51 Jahre, 24 Patienten in die Gruppe 51 bis 60 Jahre, 76 Patienten in die Gruppe 61 bis 70 Jahre, 98 Patienten in die Gruppe 71 bis 80 Jahre und 30 Patienten in die Gruppe mit über 81 Jahren.

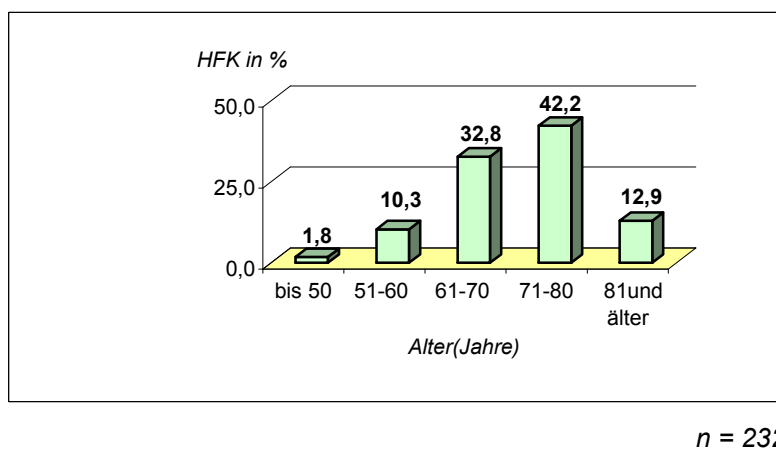


Abb. 33: Die Altersverteilung zeigt, dass 50% der Pat. zwischen 66 und 77 Jahre alt sind.

3.2.5 BMI

Der Body-Mass-Index wurde für alle Patienten ausgerechnet. Die Einteilung wurde unter 3.1.5 beschrieben.

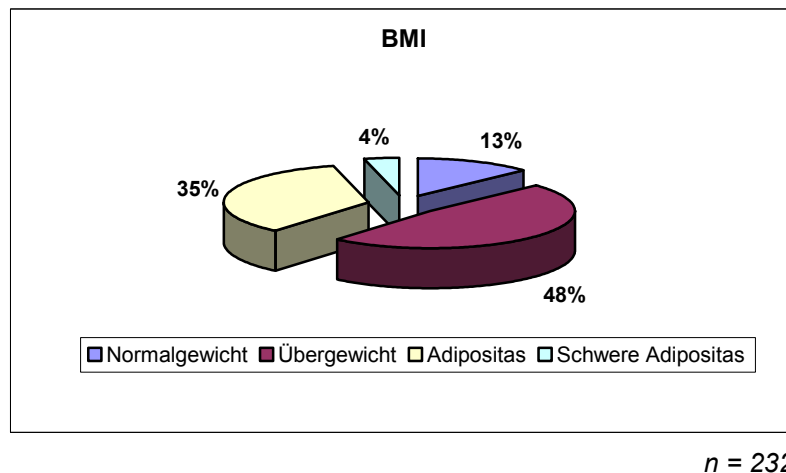


Abb. 34: BMI zeigt, dass die überwiegende Anzahl der Patienten übergewichtig ist.

3.2.6 Seitenverteilung

Die Knieendoprothesen wurden 114 mal rechts und 118 mal links implantiert.

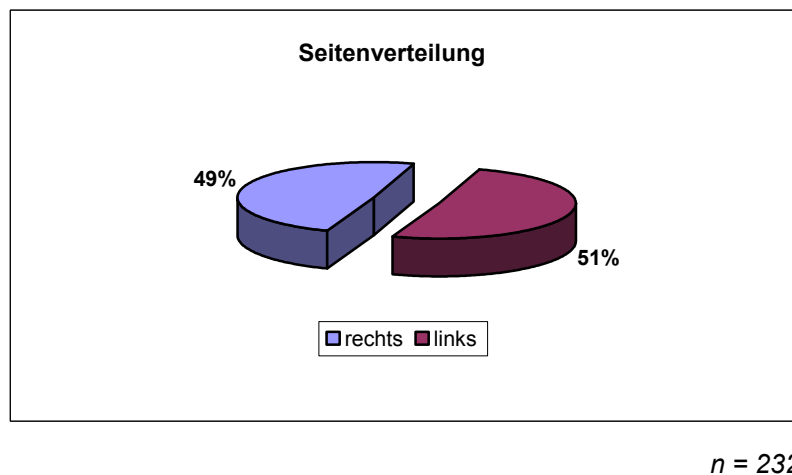


Abb. 35: Seitenverteilung

3.2.7 Klinische Resultate

3.2.7.1 Schmerz

Der Schmerz verbesserte sich nach einem Jahr mit einer Signifikanz von durchschnittlich 0,52 auf 35 Punkte.

Tabelle 13: Der Vergleich des Merkmals Schmerz präoperativ und nach 12 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied.

Schmerz	präoperativ	12 Monate
Maximalwert	30	50
Minimalwert	0	0
Mittelwert	0,52	34,91
Standardabweichung	3,68	16,79
Anzahl	232	225

$n = 225$
 $t = -30,096$, $df = 225$, $p = 0,000$ (s.)

3.2.7.2 Beweglichkeit

Die Auswertung für die Beweglichkeit ergab eine Verbesserung nach einem Jahr von durchschnittlich 20 auf 21 Punkte.

Tabelle 14: Der Vergleich des Merkmals Beweglichkeit präoperativ und nach 12 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied.

Beweglichkeit	präoperativ	12 Monate
Maximalwert	25	25
Minimalwert	10	12
Mittelwert	19,92	20,97
Standardabweichung	3,40	2,36
Anzahl	232	225

$n = 225$
 $t = -4,307$, $df = 225$, $p = 0,000$ (s.)

3.2.7.3 Stabilität

Die Stabilität konnte sich nach einem Jahr von durchschnittlich 23,64 auf 23,97 Punkte verbessern.

Tabelle 15: Der Vergleich des Merkmals Stabilität präoperativ und nach 12 Monaten zeigt keinen signifikanten Unterschied.

Stabilität	präoperativ	12 Monate
Maximalwert	25	25
Minimalwert	5	10
Mittelwert	23,64	23,97
Standardabweichung	3,01	2,73
Anzahl	232	224

$n = 224$

$t = -1,326$, $df = 224$, $p = 0,186$ (n.s.)

3.2.7.4 Gehstrecke

Die Gehstrecke steigerte sich nach einem Jahr von durchschnittlich 23 auf 37 Punkte.

Tabelle 16: Vergleich des Merkmals Gehstrecke präoperativ und nach 12 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied.

Gehstrecke	präoperativ	12 Monate
Maximalwert	50	50
Minimalwert	0	10
Mittelwert	23,28	36,79
Standardabweichung	11,22	12,65
Anzahl	232	224

$n = 224$

$t = -14,637$, $df = 224$, $p = 0,000$ (s.)

3.2.7.5 Treppensteigen

Die Fähigkeit zum Treppensteigen erhöhte sich nach einem Jahr von 30 auf 36 Punkte.

Tabelle 17: Vergleich des Merkmals Treppensteigen zeigt präoperativ und nach 12 Monaten einen signifikanten Unterschied.

Treppensteigen	präoperativ	12 Monate
Maximalwert	50	50
Minimalwert	0	0
Mittelwert	29,91	35,76
Standardabweichung	9,96	9,66
Anzahl	232	224

$n = 224$

$t=-7,68$, $df=223$, $p=0,000$ (s.)

3.2.7.6 Kniescore

Der Kniescore steigerte sich nach einem Jahr von 29 auf 76 Punkte. Dies zeigt eine deutliche Steigerung, was sich bei den einzelnen Parametern bereits in der Einzelanalyse abzeichnete.

Tabelle 18: Vergleich des Merkmals Kniescores präoperativ und nach 12 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied.

Kniescore	präoperativ	12 Monate
Maximalwert	60	100
Minimalwert	0	28
Mittelwert	29,14	76,40
Standardabweichung	11,73	19,92
Anzahl	232	225

$n = 225$

$t=-30,368$ $df=223$, $p=0,000$ (s.)

3.2.7.7 Funktionsscore

Wie im Kniescore zeigte sich auch im Funktionsscore eine deutliche Steigerung von durchschnittlich 50 auf 70 Punkte nach einem Jahr.

Tabelle 19: Vergleich des Merkmals Funktionsscores präoperativ und nach 12 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied.

Funktionsscore	präoperativ	12 Monate
Maximalwert	100	100
Minimalwert	0	5
Mittelwert	49,55	69,64
Standardabweichung	17,11	22,24
Anzahl	232	224

$n = 224$

$t = -13,364$, $df = 223$, $p = 0,000$ (s.)

3.2.7.8 Gesamtscore

Der Gesamtscore verbesserte sich nach einem Jahr von durchschnittlich 79 auf 146 Punkte.

Tabelle 20: Verlauf des Gesamtscores, Vergleich präoperativ und nach 12 Monaten zeigt einen signifikanten Unterschied.

Gesamtscore	präoperativ	12 Monate
Maximalwert	153	200
Minimalwert	10	46
Mittelwert	78,69	146,21
Standardabweichung	22,08	35,16
Anzahl	232	224

$n = 224$

$t = -27,022$, $df = 223$, $p = 0,000$ (s.)

3.2.8 Röntgenologische Auswertung

3.2.8.1 Mechanische Beinachsen

In der Knieendoprothetik ist die erreichte mechanische Beinachse ein wesentliches Qualitätsmerkmal. Die mechanische Achse setzt sich zusammen aus der femoralen Achse a.p. sowie tibialen Achse a.p. Vermessen wurden im Stehen angefertigte Röntgenganzbeinaufnahmen. In der Regel wurde ein Winkel zwischen von 0° angestrebt. Die mechanische Beinachse wurde in 20,1% der Fälle mit 0° gemessen. Wenn der mögliche radiologische Messfehler berücksichtigt wird und als sehr gutes Ergebnis das Erreichen der mechanischen Achse zwischen 0° bis 3° Varus/Valgus definiert wird, entsprachen 73,7% der implantierten Prothesen einem sehr guten Ergebnis. 22,1% der implantierten Knieprothesen erreichten ein gutes Ergebnis. Ein unbefriedigendes Ergebnis wurde in 4,2% der Fälle erzielt.

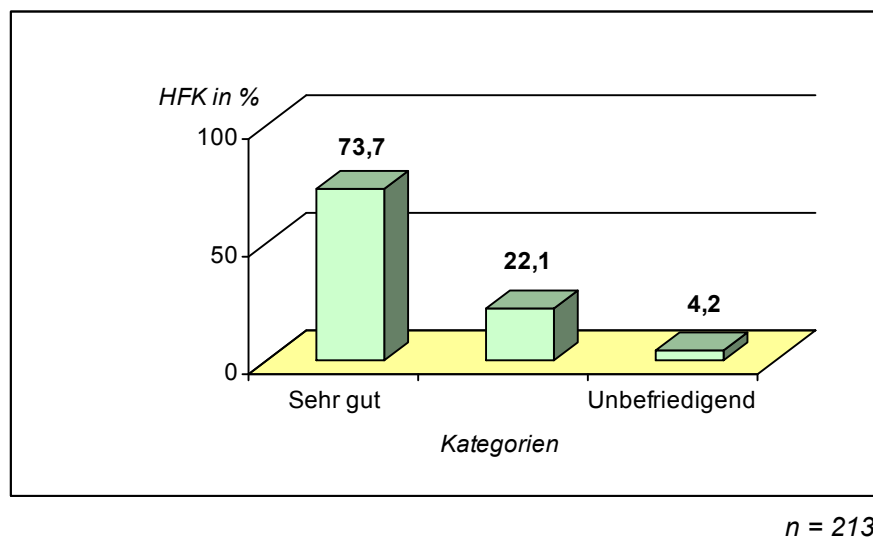
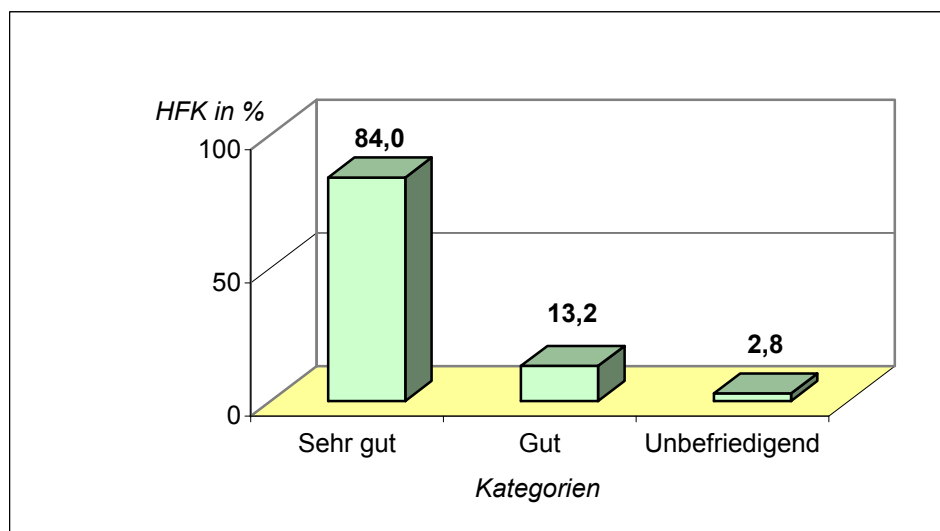


Abb.36: Mechanische Beinachse

3.2.8.2 Implantatlage femoral

Die femorale Achse a.p. konnte in 37,9% der Fälle das Idealergebnis von 90° erreichen. Unter Berücksichtigung einer Abweichung von 0° bis 2° Varus/Valgus lagen in der Gruppe mit einem sehr guten Ergebnis insgesamt 84,0% der implantierten Knieendoprothesen. Bei 13,2% der Fälle erzielten die implantierten Knieendoprothesen ein gutes Ergebnis. Unbefriedigende Ergebnisse wurden in 2,8% der Fälle erreicht.

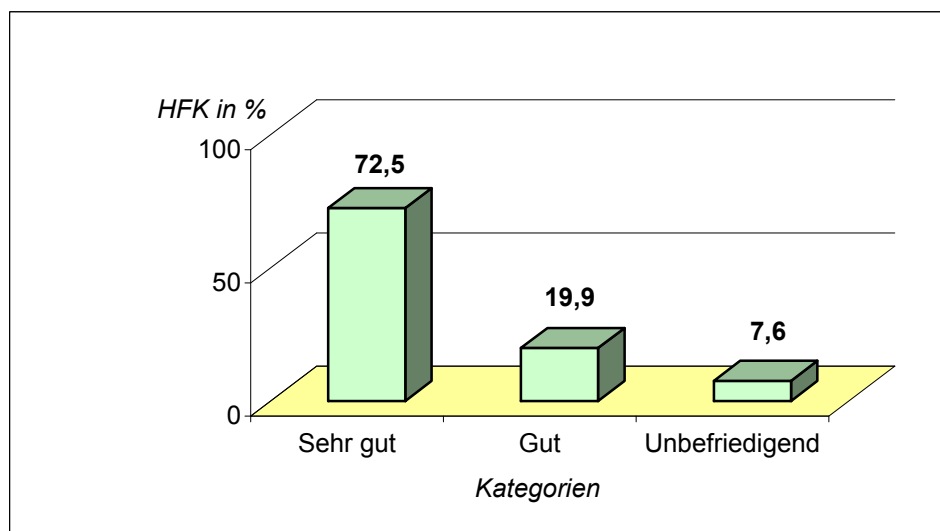


n = 212

Abb. 37: Implantatlage femoral

3.2.8.3 Implantatlage tibial

Bei 34,5% der implantierten Knieendoprothesen wurde eine exakte Implantation mit 90° Tibiaprotheseninnenwinkel a.p erzielt. In der Gruppe mit einem sehr guten Ergebnis lagen insgesamt 72,5% der implantierten Prothesen. Ein gutes Ergebnis konnte in 19,9% der Fälle erreicht werden. Unbefriedigende Ergebnisse wurden bei 7,6% der implantierten Knieprothesen erlangt.



n = 211

Abb.38: Implantatlage tibial

3.2.9 Operationsdauer

Die durchschnittliche Operationsdauer betrug 81 min (45-140 min).

Tabelle 21: Operationsdauer

	Anzahl	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard-abweichung
Operationsdauer	232	45	140	80,86	17,53

3.2.10 Komplikationen

Während des stationären Aufenthaltes und im Laufe des Beobachtungszeitraumes von einem Jahr wurden folgende Komplikationen beobachtet:

- *Tiefe Beinvenenthrombose (7 Fälle),*
- *Oberflächliche Infektion (2 Fälle),*
- *Hämatom (2 Fälle),*
- *Narkosemobilisation (9 Fälle),*
- *Wundheilungsstörung (3 Fälle),*
- *Sekundärnaht (2 Fälle),*
- *Lungenembolie (1 Fall),*
- *Retropatellarersatz (1 Fall)*
- *Pneumonie (2 Fälle)*
- *Tibiaplatuae-Wechsel aufgrund einer Lokerung (2 Fälle).*

Postoperativ kam es bei den durchgeführten Operationen in zwei Fällen zu einer starken Schwellung und Hämatombildung. Eine tiefe Beinvenenthrombose wurde bei sieben Patienten festgestellt und behandelt. Aufgrund der postoperativen Bewegungseinschränkungen, erfolgte in neun Fällen eine Narkosemobilisation vor der Entlassung. Wundheilungsstörungen konnten bei

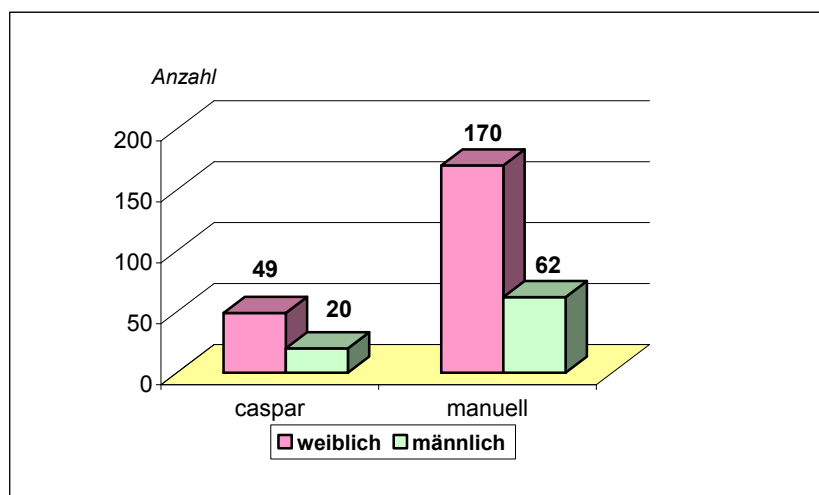
drei Patienten beobachtet werden. In einem Fall musste eine Wundrevision und Sekundärnaht durchgeführt werden. In einem zweiten Fall kam es zu einer Lungenembolie ohne Nachweis einer tiefen Beinvenenthrombose. Ein Patellarrückflächenersatz musste aufgrund einer Retropatellararthrose und persistierender Knieschmerzen durchgeführt werden. Ein Inlaywechsel wurde in drei Fällen durchgeführt. In 2 Fällen wurde ein Tibiaplateau-Wechsel durchgeführt. In einem Fall erfolgte der Tibiaplateau-Wechsel aufgrund einer Lockerung und in einem andern Fall wegen Fehlimplantation. Außerdem trat bei zwei Patienten eine postoperative Pneumonie auf.

3.3 Vergleich der beiden Gruppen

Der Vergleich der beiden Gruppen erfolgte bezüglich der Parameter Geschlecht, Alter, BMI, zu versorgende Seite, Knee-Society-Score, mechanische Beinachsen, Operationsdauer und Komplikationen.

3.3.1 Geschlecht

Der Vergleich der beiden Gruppen in Bezug auf das Geschlecht zeigt keinen signifikanten Unterschied. Bei beiden Gruppen überwogen die weiblichen Patienten.



$n = 302$

$\chi^2=0,493$; $df=1$; $p= 0,545$ (n.s)

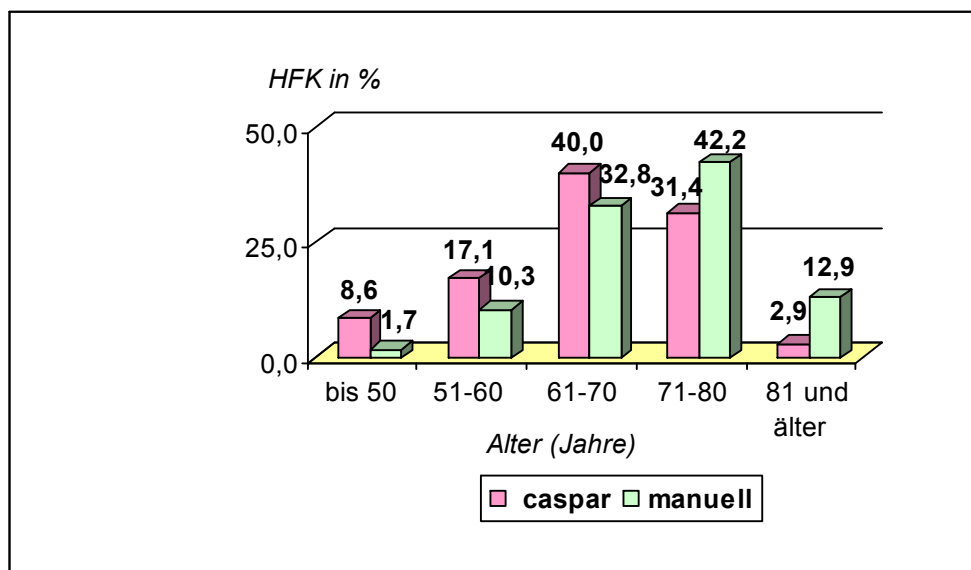
Abb. 39: Geschlechtsverteilung bei CASPAR und manuell implantierter Knieprothesen im Vergleich zeigt keinen signifikanten Unterschied.

3.3.2 Altersverteilung

Der Vergleich der beiden Gruppen in Bezug auf die Altersverteilung zeigte einen signifikanten Unterschied, wie die nachfolgende Abbildung zeigt. Die Altersverteilung wurde in 5 Gruppen eingeteilt.

Die meisten Patienten (67,7%) in der CASPAR Gruppe waren jünger als 71 Jahre. Es lagen 8,6% in der Gruppe bis 50 Jahren, 17,1% in der Gruppe 51 bis 60 Jahre und 40,0% in der Gruppe 61 bis 70 Jahre.

Die meisten Patienten (88%) in der manuellen Gruppe waren älter als 60 Jahre. Es gehörten 32,8% in die Gruppe 61-70 Jahre, 42,4% in die Gruppe 71 bis 80 Jahre und 12,9% in die Gruppe über 80 Jahre.



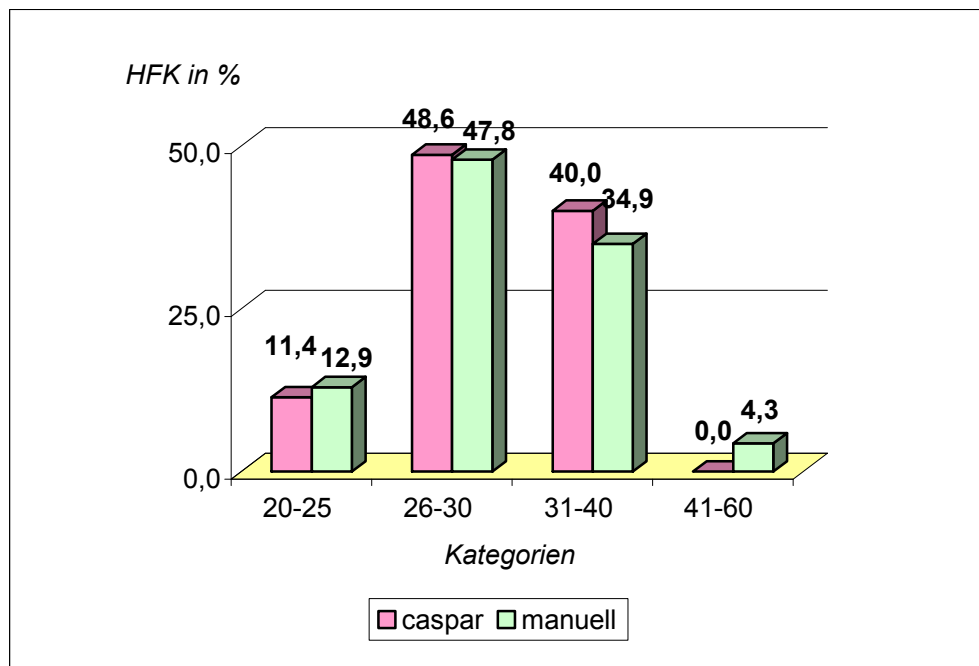
$n = 302$

$\chi^2=17,250$; $df=4$; $p= 0,002$ (s.)

Abb. 40: Die Altersverteilung zeigt, dass in der manuellen Gruppe die meisten Pat. über 60 und die meisten in der CASPAR Gruppe jünger als 71 Jahre alt sind.

3.3.3 BMI

Der Vergleich der beiden Gruppen in Bezug auf BMI zeigt keinen signifikanten Unterschied.



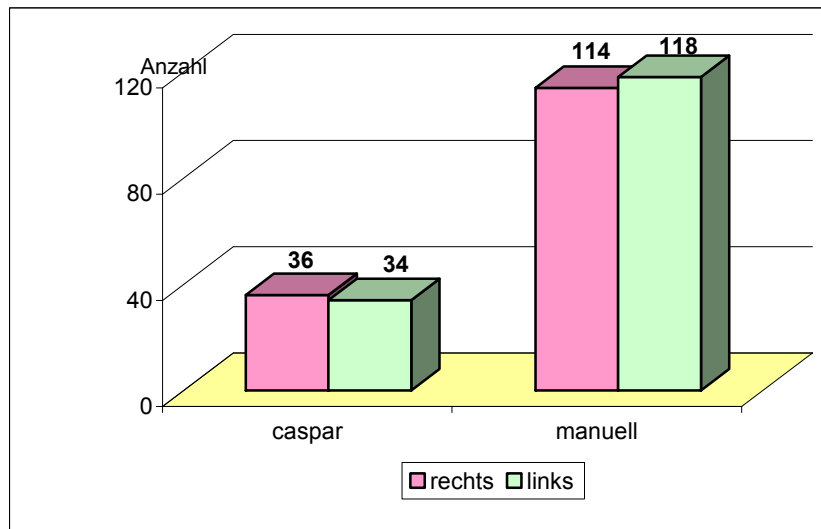
$n = 302$

$\chi^2=3,505; df=3; p= 0,320$ (n.s.)

Abb. 41: Body-Mass-Index bei CASPAR und manuell implantierten Knieprothesen im Vergleich zeigt keinen signifikanten Unterschied.

3.3.4 Seitenverteilung

Der Vergleich der beiden Gruppen in Bezug auf die Seitenverteilung zeigt keinen signifikanten Unterschied.



$n = 302$

$\chi^2=0,053; df=1; p= 0,817(n.s.)$

Abb. 42: Seitenverteilung bei CASPAR und manuell implantierten Knieprothesen zeigt keinen signifikanten Unterschied.

3.3.5 Klinische Resultate

3.3.5.1 Kniescore

Der Kniescore verbesserte sich bei der roboterassistierten Gruppe nach einem Jahr von 39 auf 89 Punkte und bei der manuellen Gruppe von 29 auf 76 Punkte. Dies belegt eine deutliche Steigerung bei beiden Gruppen, was sich bei den einzelnen Parametern bereits in der Einzelanalyse zeigt.

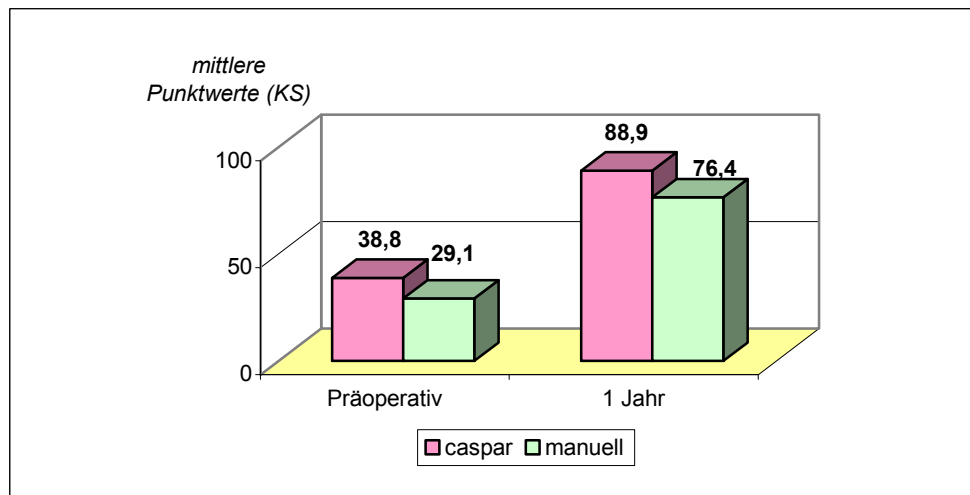


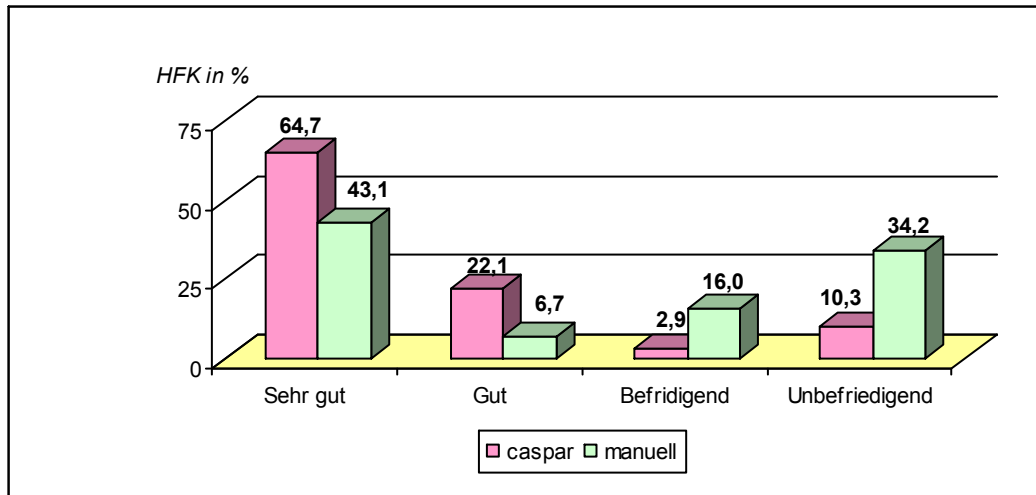
Abb. 43: Vergleich des Kniescores präoperativ und nach einem Jahr bei beiden Gruppen zeigt signifikant bessere Ergebnisse für die CASPAR Gruppe.

Obwohl der Knee-Society-Score keine Bewertung des Gesamtergebnisses vorsieht, wurden die Ergebnisse für jeden der beiden Teilscores in 4 Kategorien eingeteilt. Eine der häufigsten Einteilungen sieht für jeden der beiden Teilscores folgende Bewertungen vor:

Tabelle 22: Bewertung und Einteilung des Kniescores bzw. Funktionsscores nach Kategorien

sehr gut	90-100 Punkte
gut	80-89 Punkte
befriedigend	70-79 Punkte
unbefriedigend	<70 Punkte

Entsprechend dieser Bewertung lagen 65% der roboterassistierten und 43% der manuell implantierten Knieendoprothesen in einem sehr guten Bereich. Der Unterschied zwischen den Gruppen ist statistisch signifikant.



$n = 293$

$\chi^2 = 34,438$; $df = 3$; $p = 0,000$ (s.)

Abb. 44: Vergleich der beiden Gruppen in Bezug auf KS nach Kategorien zeigt signifikant bessere Ergebnisse für die CASPAR Gruppe

3.3.5.2 Funktionsscore

Der Funktionsscore verbesserte sich bei der roboterassistierten Gruppe nach einem Jahr von 53 auf 81 Punkte und bei der manuellen Gruppe von 50 auf 70 Punkte. Dies zeigt eine deutliche Steigerung bei beiden Gruppen, was sich bei den einzelnen Parametern bereits in der Einzelanalyse zeigte.

Entsprechend der Bewertung unter Punkt 3.3.5.1 lagen 46% der roboterassistierten und 26% der manuell implantierten Knieendoprothesen postoperativ nach einem Jahr in einem sehr guten Bereich. Der Unterschied zwischen den Gruppen ist statistisch signifikant.

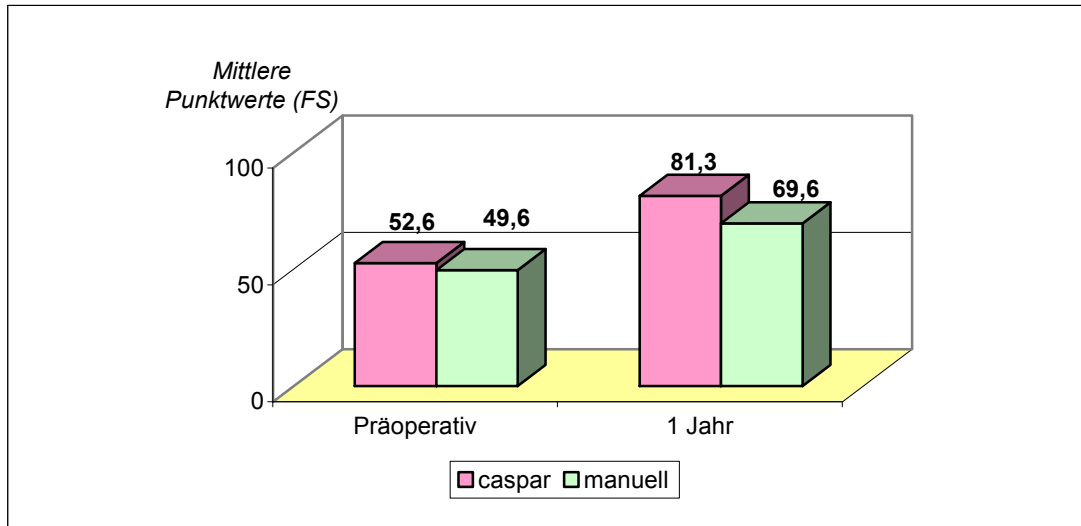
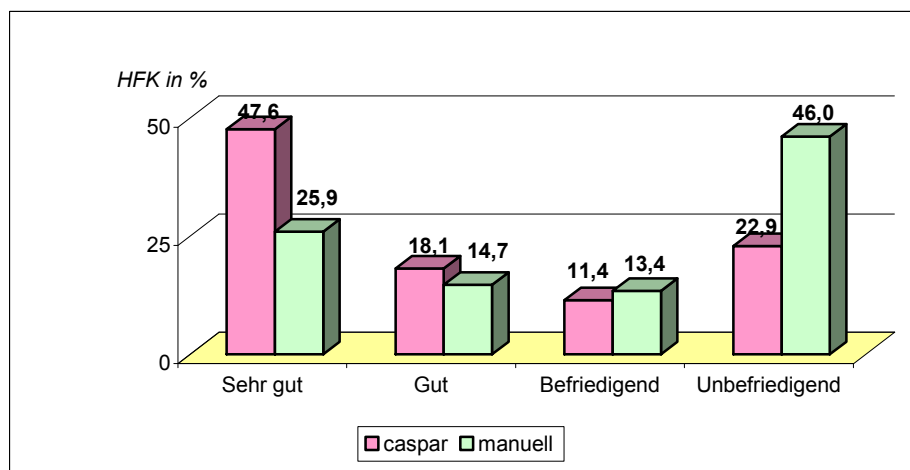


Abb. 45: Vergleich der mittleren Punktwerte für FS bei beiden Gruppen zeigt präoperativ keinen signifikanten Unterschied, aber nach einem Jahr ein signifikant besseres Ergebnis für die CASPAR Gruppe.



$n = 292$

$\chi^2=25,97$; $df=3$; $p=0,001$ (s.)

Abb. 46: Vergleich der beiden Gruppen in Bezug auf FS nach Kategorien zeigt signifikant bessere Ergebnisse für die CASPAR Gruppe.

3.3.5.3 Gesamtscore

Der Gesamtscore verbesserte sich bei der roboterassistierten Gruppe nach einem Jahr von 92 auf 169 Punkte und bei der manuellen Gruppe von 79 auf 146 Punkte.

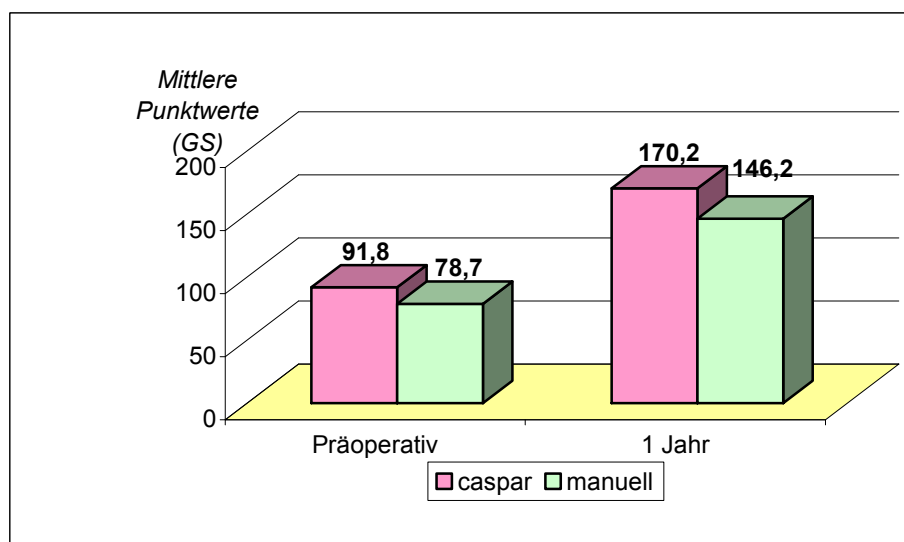


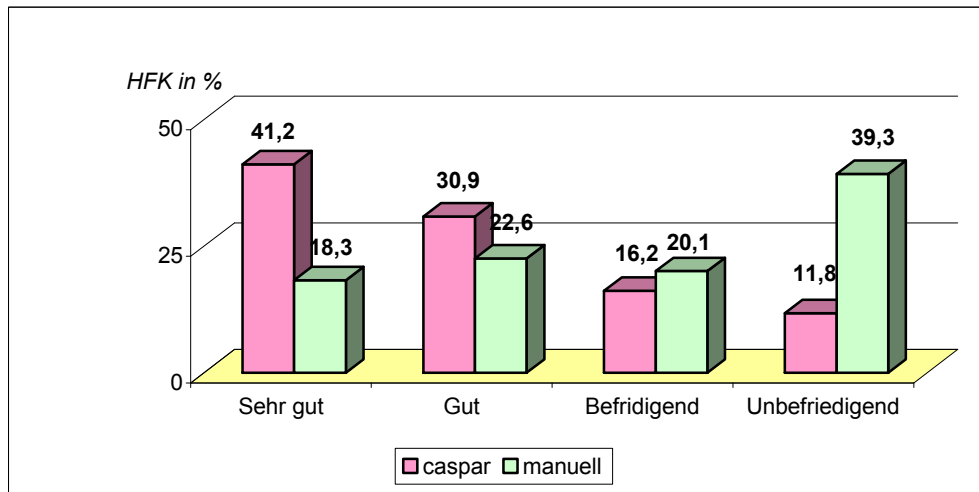
Abb. 47: Vergleich des Gesamtscores präoperativ und nach einem Jahr bei beiden Gruppen zeigt signifikant bessere Ergebnisse für die CASPAR Gruppe.

Obwohl der Knee Society Score keine Bewertung des Gesamtergebnisses vorsieht, wurden die Ergebnisse entsprechend der Aufteilung in Tabelle 24 für den Gesamtscore in 4 Kategorien eingeteilt, um einen Vergleich zwischen den beiden Gruppen zu ermöglichen.

Tabelle 23: Bewertung und Einteilung des Gesamtscores nach Kategorien

sehr gut	180 - 200 Punkte
gut	160 - 178 Punkte
befriedigend	140 - 158 Punkte
unbefriedigend	< 140 Punkte

Entsprechend dieser Bewertung lagen 41% der roboterassistierten und 18% der manuell implantierten Knieendoprothesen in einem sehr guten Bereich. Der Unterschied zwischen der Gruppen ist statistisch signifikant.



$n = 292$

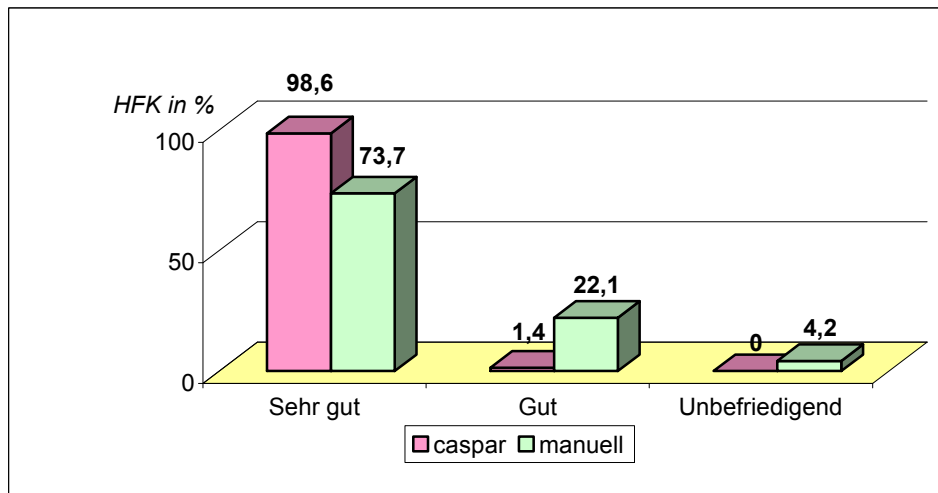
$\chi^2 = 25,555; df = 3; p = 0,000(s.)$

Abb. 48: Vergleich der beiden Gruppen in Bezug auf den Gesamtscore nach Kategorien zeigt signifikant bessere Ergebnisse für die CASPAR Gruppe.

3.3.6 Röntgenologische Auswertung

3.3.6.1 Mechanische Beinachsen

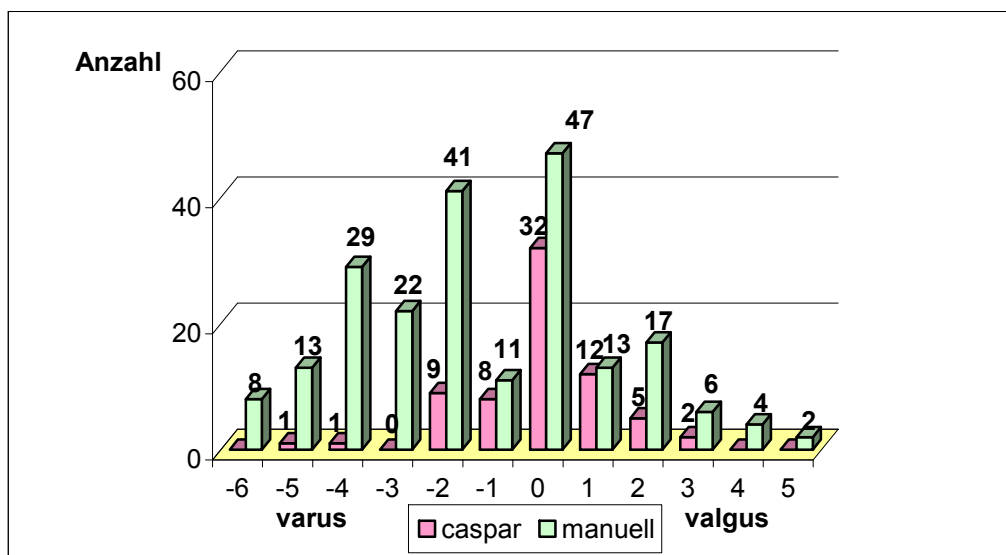
Die mechanische Beinachse wurde in 45,7% der roboterassistierten und in 20,3% der manuell implantierten Knieendoprothesen mit 0° gemessen. Wenn als sehr gute Ergebnisse das Erreichen der mechanischen Beinachse mit einer Abweichung von 0 bis 3° Varus/Valgus definiert wird, gelang bei insgesamt 98,6% der roboterassistierten und 73,7% der manuell implantierten Knieendoprothesen ein sehr gutes Ergebnis. Der Unterschied zwischen den Gruppen ist statistisch signifikant.



$n = 282$

$\chi^2 = 17,525; df = 2; p = 0,000(s.)$

Abb. 49: Vergleich der mechanischen Beinachse bei beiden Gruppen nach Kategorien zeigt signifikant bessere Ergebnisse für die CASPAR Gruppe.



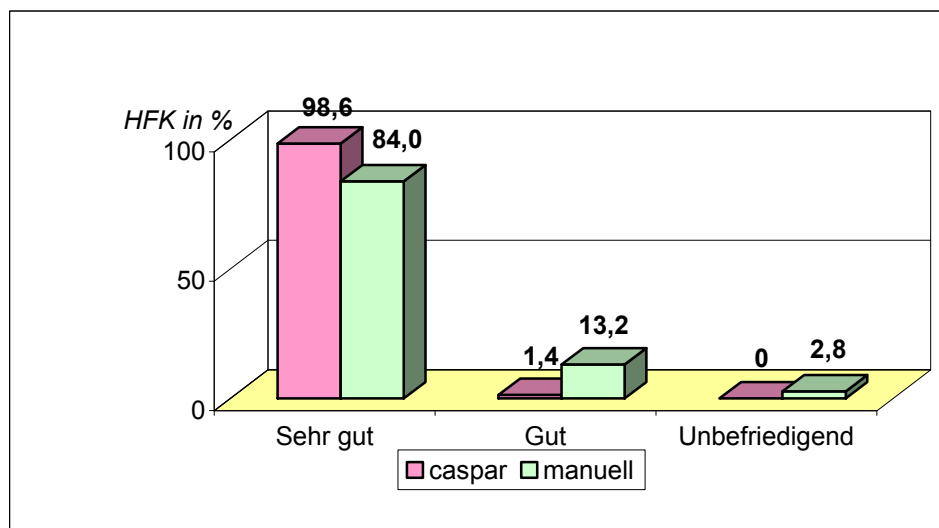
$n = 283$

$M-W = 5732,500; p = 0,000 (s.)$

Abb. 50: Vergleich der mechanischen Beinachsen zeigt, dass die manuelle Gruppe zur Varusabweichung tendiert.

3.3.6.2 Implantatlage femoral

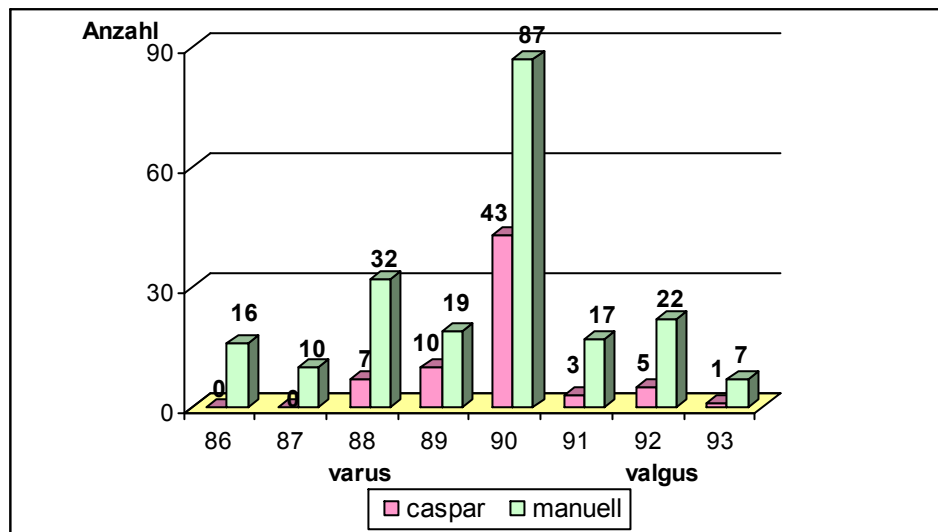
Das Idealergebnis von 90° wurde von 62,9% mit CASPAR implantierten und von 37,9% der manuell implantierten Knieendoprothesen erreicht. Unter Berücksichtigung einer Abweichung von 0 bis 2° Varus/Valgus erzielten 98,6% der roboterassistierten und 84,0% der manuell implantierten Knieendoprothesen ein sehr gutes Ergebnis. Dies entspricht einem signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen.



$n = 282$

$\chi^2=10,130; df=2; p=0,006$ (s.)

Abb. 51: Implantatlage femoral, Gruppenvergleich zwischen beiden Gruppen zeigt nach Kategorien signifikant bessere Ergebnisse für die CASPAR Gruppe.



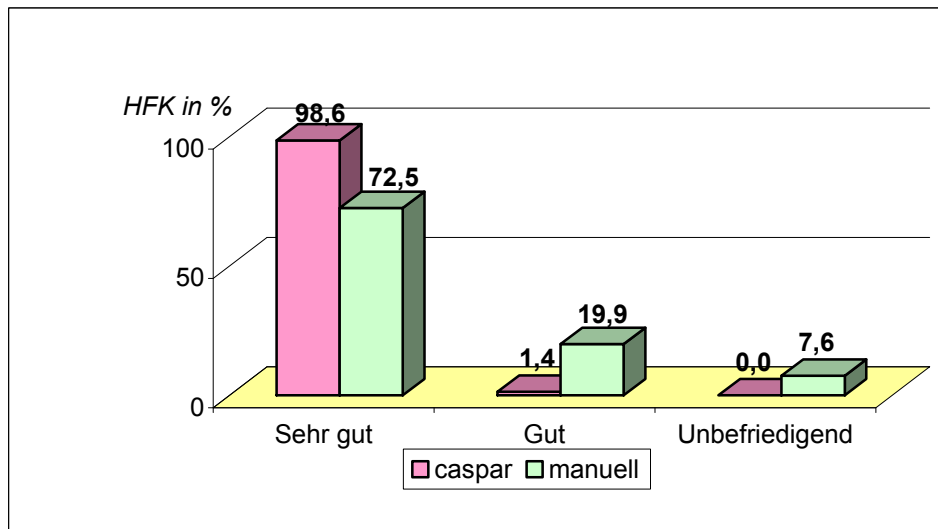
$n = 279$

$M-W=10650,500; p = 0,307 (n.s.)$

Abb. 52: Vergleich der Implantatlage femoral zwischen beiden Gruppen zeigt, dass die manuelle Gruppe zur Varusabweichung tendiert.

3.3.6.3 Implantatlage tibial

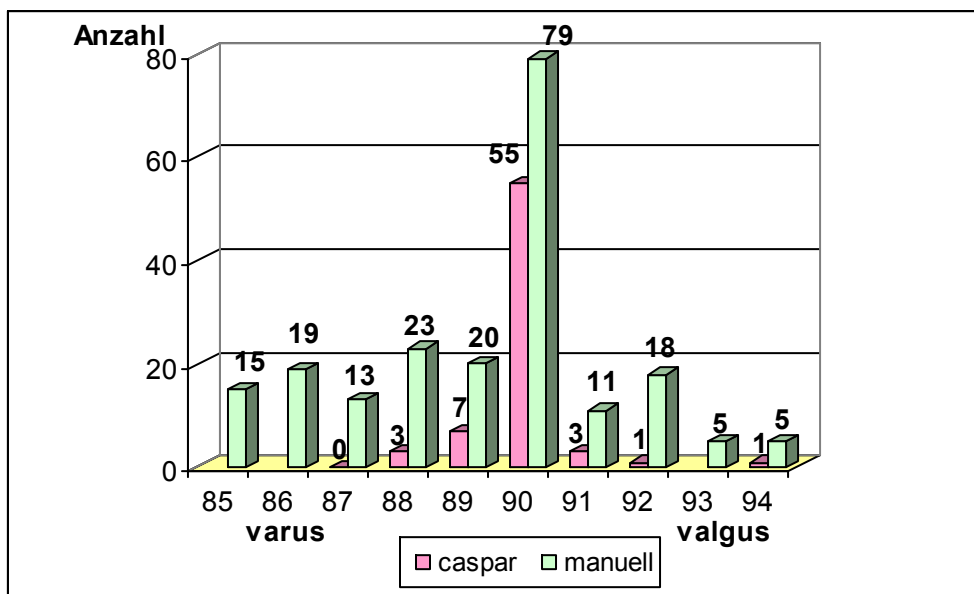
Bei 78,6% der roboterassistierten und 34,5% der manuell implantierten Prothesen gelang eine exakte Ausrichtung auf 90°. Unter Berücksichtigung einer Abweichung von 0 bis 2° Varus/Valgus erzielten 98,6% der roboterassistierten und 72,5% der manuell implantierten Knieendoprothesen ein sehr gutes Ergebnis. Dies entspricht einem statistisch signifikanten Unterschied zwischen beiden Kollektiven.



$n = 281$

$\chi^2=18,667$; $df=2$; $p=0,000$ (s.)

Abb. 53: Implantatlage tibial, Gruppenvergleich nach Kategorien zeigt signifikant bessere Ergebnisse für die CASPAR Gruppe.



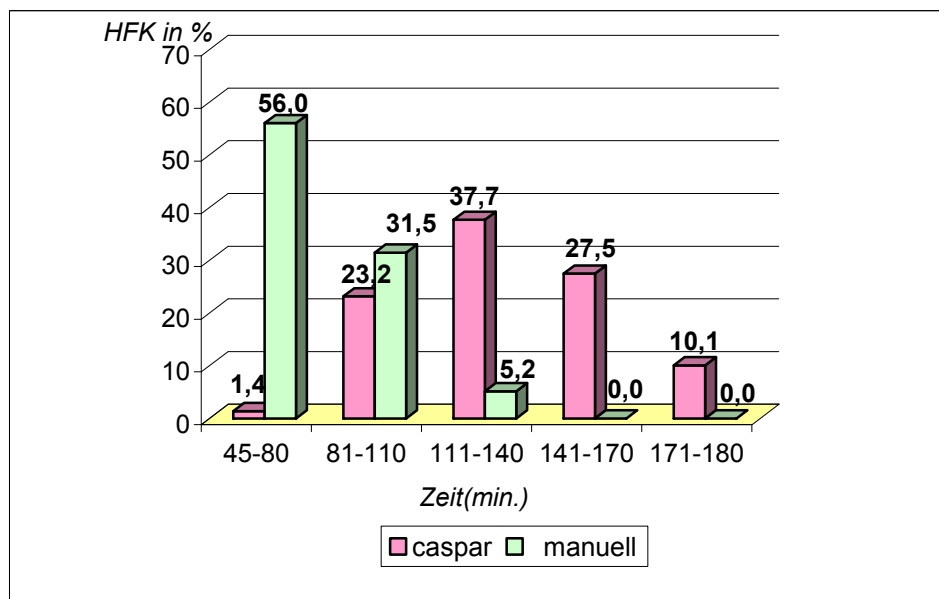
$n = 278$

$M-W=8577,500$; $p = 0,000$ (s.)

Abb. 54: Vergleich der Implantatlage tibial zwischen beiden Gruppen zeigt, dass die manuelle Gruppe zur Varusabweichung tendiert.

3.3.7 Operationsdauer

Der Vergleich der Operationsdauer zeigt erwartungsgemäß einen höheren Zeitbedarf in der CASPAR Gruppe. Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Die Operationsdauer betrug für die CASPAR Gruppe im Mittel 134 min. (80 - 180 min.) und für die manuelle Gruppe im Mittel 81 min. (45-140 min.).



$n = 301$

$\chi^2=172,027$; $df=4$; $p=0,000$ (s.)

Abb. 55: Vergleich der Operationsdauer bei CASPAR und manuell implantierten Knieprothesen zeigt einen signifikanten Unterschied.

3.3.8 Komplikationen

Der Vergleich der beiden Gruppen in Bezug auf Komplikationen während des stationären Aufenthaltes und im Laufe eines Jahres zeigt keinen wesentlichen Unterschied. In der folgenden Tabelle erfolgte die Gegenüberstellung der Komplikationen bei den beiden Gruppen zur besseren Veranschaulichung.

Tabelle 24: Häufigkeit der bei den Operationen aufgetretenen Komplikationen bei CASPAR und manuell implantierten Knieendoprothesen im Vergleich

Komplikationen	CASPAR	konventionell
Thrombose	4	7
Wundheilungsstörung	3	3
Narkosemobilisation	8	9
Hämatom	1	2
Sekundärnaht	1	1
Retropatellarersatz	3	1
Versetzung der Tuberositas tibiae	1	0
Infektion oberflächlich	1	2
Infekt tief	1	0
Tibiawechsel	0	2
Patellasehnenteilruptur	1	0

4 Diskussion

4.1 Allgemein

Die Zahl der weltweit implantierten Kniegelenksendoprothesen nimmt kontinuierlich zu. Nach den Daten der Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung ist die Zahl der pro Jahr implantierten Knieendoprothesen in Deutschland von ca. 70000 im Jahr 1997 auf 110349 in 2004 angestiegen. Diese Entwicklung beruht zum einen auf der zunehmenden Lebenserwartung und dem gestiegenen Anspruch der Bevölkerung an hohe Mobilität im fortgeschrittenen Alter, zum anderen auf der Zunahme der präarthrotischen Kniegelenksveränderungen. Abgesehen davon ist heute die Kniegelenkstotalendoprothese durch die Verbesserung des Prothesendesigns, des Instrumentariums und der Operationstechnik zu einem vertrauenswürdigen Verfahren geworden. Dies wird durch Langzeitergebnisse bestätigt. Deshalb ist der endoprothetische Kniegelenksersatz ein bewährtes und standardisiertes Verfahren zur Beseitigung von Schmerzzuständen und Bewegungseinschränkungen bei fortgeschrittener primärer und sekundärer Gonarthrose. Viele Studien zeigen gute klinische, funktionelle und radiologische Ergebnisse mit 10 Jahre-Überlebensraten von über 90% und bestätigen damit die Indikation bei den älteren Patienten [Rissanen et al. 1995, Colizza et al. 1995, Ritter et al. 1994, Stern et al. 1992, Insall et al. 1983, Insall et al. 1986, Insall et al. 1982].

Die Optimierung der Implantationstechnik und Standardisierung des Verfahrens sowie die Verbesserung der Implantate führt dazu, dass auch bei jüngeren Patienten zunehmend die Indikation zur Implantation einer Knieendoprothese gestellt wird. Die Indikation zur Knieendoprothetik bei jungen Patienten wird kontrovers diskutiert. Einige Autoren sehen die Indikation zur Knieendoprothese sehr eingeschränkt und erst ab dem Alter von 60 Jahren als geeignet an. Dies wird damit begründet, dass es bei jüngeren Patienten zu

vorzeitigem Verschleiß der Prothese kommt, durch die höhere mechanische Beanspruchung und die daraus resultierende höhere Anzahl an aseptischen Lockerungen der Prothese [Jacobs et al. 1994, Feng et al. 1994, Rand et al. 1991, Windsore et al. 1989].

In der Literatur werden die Komplikationsraten aufgrund frühzeitiger Lockerungen und postoperative Instabilitäten allgemein mit 5-8% angegeben [Aglietti, Buzzi 1988, Stern SH, Insall JN 1992 und Vince KG 1989]. Beschwerden nach Implantation einer Knieendoprothese, wie eingeschränkte Beugung und patello-femorale Schmerz, werden mit über 20% angegeben [Aglietti, Buzzi 1988, Figgi HE 1986 und Merkow RL 1985]. Als einen wesentlichen Grund für die schlechten funktionellen Ergebnisse und frühen Lockerungen werden das Malalignment der Implantate als Folge intraoperativer Fehler und unzureichender Weichteilrelease genannt.

Hinsichtlich der steigenden Anzahl der jüngeren Patienten und zunehmender Lebenserwartung der Implantatsträger werden lange Standzeiten notwendig. Die Standzeiten von Knieendoprothesen können heute als akzeptabel, aber nicht als ausreichend bezeichnet werden. Überlebensraten der Knieendoprothesen von mehr als 10 Jahren können in 80% bis über 95% erreicht werden [Nafei A 1996, Ranawat et al. 1993, Scuderi et al. 1989]. Eine deutlich verkürzte Überlebensrate wird von einigen Autoren ab einer Varus-/Valgusabweichung von 4° von der mechanischen Beinachse angegeben [Jeffrey et al. 1991, Rand et al. 1988, 1991]. Die Langzeitergebnisse nach endoprothetischem Kniegelenkersatz hängen vom Aligament der Extremität, dem Weichteilbalancing und der exakten Ausrichtung der Prothese und der Prothesenverankerung ab [Bargren et al. 1983, Lampe et al. 1999, Mielke et al. 2001, Picard et al. 1999, Ritter et al. 1994, Scuderi et al. 1989]. Der einwandfreie Einbau einer Knieendoprothese stellt auch für den erfahrenen Operateur eine Herausforderung dar [Kohn et al. 2000].

Bei den herkömmlichen manuellen Techniken ist der Endoprothesensitz auch bei erfahrenen Operateuren nicht immer zufriedenstellend. Auch in unserem manuell implantierten Patientengut liegen die postoperativen Beinachsen bei 32,3% der Patienten außerhalb des optimalen Bereiches in der Frontalebene.

Um eine lastgerechte Implantation und damit längere Standzeit zu erreichen, wurden seit März 2000 in der Orthopädischen Klinik Kassel erstmalig in Europa Knieendoprothesen mit dem aktiven Operationsroboter CASPAR eingesetzt. Insgesamt wurden 70 Patienten, bei denen eine zementierte Oberflächenprothese vom Typ Search Evolution mit einem fixed bearing Plateau roboterassistent implantiert wurde, einer vergleichbaren Gruppe von 232 Patienten gegenübergestellt. In dieser Gruppe wurde die Knieendoprothese vom Typ NexGen CR zementiert mit einem fixed bearing Plateau manuell implantiert.

4.2 Diskussion der klinischen Resultate

Der Knee-Society-Score wurde von Insall und Mitarbeitern entwickelt, um die Operationsergebnisse zu beurteilen. Dabei hängt die Beurteilung der Operationsergebnisse zu 75% von der subjektiven Patientenzufriedenheit und nur zu 25% von objektivierbaren Ergebnissen ab [Krämer et al. 1993, Insall 1989]. Trotzdem ist dieser Score einer der aussagekräftigsten, da die klinischen und funktionellen Parameter getrennt voneinander bewertet werden können. Er wird auch von der Deutschen Gesellschaft für die Orthopädie und Traumatologie (DGOT) empfohlen.

Die Patienten der beiden Gruppen wurden prospektiv nach dem Knee-Society-Score untersucht. Bei dem roboterassistierten Kollektiv verbesserte sich der mittlere Kniescore von 39 Punkten präoperativ auf 88 Punkte nach einem Jahr. Der mittlere Funktionsscore stieg von 53 auf 82 Punkte nach einem

Jahr. Damit konnte eine signifikante Verbesserung des Gesamtscores von 92 Punkten präoperativ auf 170 Punkte nach einem Jahr erreicht werden. Das manuell operierte Vergleichskollektiv zeigte im Durchschnitt präoperativ und nach einem Jahr eine Verbesserung des Kniescores von 29 auf 76 Punkte. Der mittlere Funktionsscore stieg von 49 auf 69 Punkte. Damit wurde eine Verbesserung des Gesamtscores von 79 auf 146 Punkte erreicht. Da in den Score auch die Einschränkungen durch Begleiterkrankungen eingehen, wird die volle Punktzahl (200) selten erreicht. Die Ergebnisse des Knee-Society-Score zeigen in beiden Kollektiven eine signifikante Verbesserung zwischen prä- und postoperativen Werten. Hier zeigt sich, dass die Ergebnisse in beiden Gruppen im Rahmen der in der Literatur beschriebenen Nachuntersuchungsergebnisse liegen. Um die klinischen Daten genauer zu untersuchen, haben wir die Differenzen zwischen prä- und postoperativ in Bezug auf Kniescore, Funktionsscore und Gesamtscore untersucht und miteinander verglichen. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen.

Bisher fehlen publizierte Studien, die einen eindeutigen Vorteil in Bezug auf klinische Resultate durch Robotik und Navigation gegenüber der konventionellen Technik zeigen. Die wenigen Studien, die es gibt, zeigen übereinstimmend vergleichbare bzw. keine unterschiedliche klinische Ergebnisse [Spencer et al. 2007, Bertsch et al. 2007, Ensini et al 2007, Decking R et al. 2007 und Song et al. 2007]

In der Studie von Spencer wurden randomisiert 71 Patienten navigiert und konventionell mit einer Knieendoprothese versorgt. Die klinische Ergebnisse nach KSS für die beiden Gruppen zeigten nach zwei Jahren keine signifikante Unterschiede [Spencer et al. 2007].

In einer anderen Studie von Bertsch wurden ebenfalls 69 Patienten navigiert und konventionell operiert. Hier waren nach 3 Monate keine Unterschiede im Bezug auf KSS zu sehen [Bertsch et al. 2007].

In einer prospektiv randomisierten Studie von Ensini wurden 120 Patienten zum Teil navigiert zum anderen Teil manuell operiert. Die klinische Untersuchung nach 28 Monaten zeigte ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen im Bezug auf KSS [Ensini et al 2007].

In unserer Studie konnten wir auch nicht feststellen, dass gute mechanische Beinachsen, die durch Robotik und Navigation erreicht werden, zu besseren klinischen Ergebnissen führen. Eine genauere statistische Analyse der unteren Quartile der manuellen Gruppe zeigte keinen direkten Zusammenhang zwischen schlechten klinischen Ergebnissen und größerer Abweichung der mechanischen Beinachsen. Es konnte nicht festgestellt werden, dass die Gruppe mit schlechteren klinischen Ergebnissen auch gehäuft schlechtere mechanische Beinachsen hatte. Im Gegenteil, die Mehrzahl der Patienten dieser Gruppe hatte gute mechanische Achsen. In einer kurzen Beobachtungszeitdauer muss es nicht zwangsläufig durch gute mechanische Beinachsen zu einem besseren klinischen Ergebnis kommen. Um nachzuweisen in wie weit exakte mechanische Beinachsen mit besseren klinischen Ergebnissen und verminderten Lockerungsraten einhergehen, werden weitere Langzeitstudien notwendig sein [Zorman et al. 2005].

Die nach einem Untersuchungszeitraum von 5 Jahren ermittelten klinischen Ergebnisse für roboterassistierte Knieprothesen ergaben 90 Punkte für den Kniescore, 84 Punkte für den Funktionsscore und einen Gesamtscore von 174 Punkten. Ähnlich gute Ergebnisse konnten durch ROBODOC und CASPAR Einsatz in anderen Zentren erreicht werden [Börner et al. 2003, Stiebel et al. 2003 und Bellemans et al. 2007]. Die mit dem ROBODOC operierte Gruppe erreichte nach einem Jahr einen KSS von 176 Punkte. Bellemans und Mitarbeiter konnten in einem Untersuchungszeitraum von 5,5 Jahren einen KSS von 172 Punkten bei 25 Patienten erreichen. Bei den Patienten in der Studie von Stiebel stieg der KSS von präoperativ 89,5 auf 138,6 Punkte postoperativ.

Um einen weiteren Literaturvergleich der klinischen Ergebnisse durchzuführen, wurden mehrere Studien herangezogen. Bei diesen Studien handelt es sich um mittel- und langfristige Ergebnisse konventionell implantierter Knieendoprothesen (Tab. 25). Insgesamt ist der Vergleich der klinischen Resultate problematisch und man kann davon ausgehen, dass die klinischen Ergebnisse, die mit verschiedenen Prothesentypen erreicht werden, nicht direkt miteinander vergleichbar sind. Deshalb sollen sie hier eher als Richtwert bei der Beurteilung der klinischen Ergebnisse betrachtet werden. In den folgenden Studien variieren die Werte für den Kniescore zwischen 85 bis 96 Punkten und für den Funktionsscore zwischen 65 bis 84 Punkten.

Bertin (2005) erreichte mit der 251 implantierten NexGen Knieendoprothesen bei 198 Patienten von 1996 bis 1997 einen Kniescore von 96 Punkten und einen Functionsscore von 82 Punkten. Die Beobachtungsdauer war 7 Jahre. Es konnte eine Überlebensrate von 98% erreicht werden [Bertin 2005].

Mit der PFC Prothese wurden nach Schwitalle und Mitarbeitern bei insgesamt 303 Implantationen ein Kniescore von 85 und ein Funktionsscore von 79 Punkten erzielt. Der Beobachtungszeitraum war 5 Jahre. Es kam in 4,5 % der Fälle zu einer Revision [Schwitalle et al. 2001].

Gute klinische Ergebnisse wurden ebenfalls mit der PFC Prothese von Rodricks berichtet. In einem Beobachtungszeitraum zwischen 14 und 17 Jahren konnte bei 160 Knieprothesenimplantationen ein Kniescore von 89 Punkten und ein Funktionsscore von 65 Punkten erzielt werden. Die Überlebensrate für den Endpunkt „alle Revisionen“ war 91,5%, für den Endpunkt „aseptische Lockerung“ 97,2% [Rodricks et al. 2007].

Bourne berichtet 2007 nach Implantation von 100 Genesis II Knieprothesen in einer Beobachtungsdauer von 10 Jahren über eine Überlebensrate von 96%

für den Endpunkt „alle Revisionen“. Der erreichte Kniescore war 91 Punkte und Funktionsscore 64 Punkte [Bourne et al. 2007].

Die letzte Studie wurde von Kolisek und Mitarbeitern durchgeführt. Hier konnte ein Kniescore von 91 Punkten und ein Funktionsscore von 73 Punkten nach Implantation von 103 Scorpio Knieprothesen in einem Beobachtungszeitraum von 10 Jahren erzielt werden [Kolisek et al. 2006].

Der Vergleich unserer Ergebnisse mit den hier dargestellten Studien zeigt, dass wir nach 5 Jahren vergleichbar gute mittelfristige klinische Resultate auch mit der roboterassistierten Knieprothesenimplantation erzielen konnten.

Tabelle 25: Literaturvergleich verschiedener Langzeitstudien

Studie	N	Prothesentyp	Beobachtungsdauer (Jahre)	KS	FS
CASPAR	70	Search Evolution	5	90	84
Bertin (2005)	251	NexGen	5-7	96	82
Schwitalle (2001)	303	PFC	5	85	79
Rodricks (2007)	160	PFC	14-17	89	65
Bourne (2007)	100	Genesis II	10	91	64
Kolisek (2006)	103	Scorpio	5	91	73

4.3 Diskussion der Achsenverhältnisse

Ein wesentliches Qualitätsmerkmal in der Knieendoprothetik ist die erreichte mechanische Beinachse, d.h. des tibiofemorale Winkels, da dies am genauesten die Präzision der Methode widerspiegelt. Vermessen wurden im Stehen angefertigte Röntgenganzbeinaufnahmen. In der Regel wurde ein Winkel von 0° angestrebt. Nur bei einer Patientin in der Robotergruppe mit einer Varusdeformität von 20° wurde ein Varuswinkel von $3,7^\circ$ geplant, um eine übermäßige Knochenresektion zu vermeiden und eine ausreichende Bandspannung zu erhalten. Wenn als sehr gutes Ergebnis das Erreichen der mechanischen Beinachse mit einer Abweichung von 0 bis 3° Varus/Valgus definiert wird, so gelang dies bei insgesamt 98,6% der roboterassistierten und 67,7% der manuell implantierten Knieendoprothesen. Der Unterschied zwischen den Gruppen ist statistisch signifikant. Einen sehr guten Gesamtwert kann man durch exakte Positionierung der Sägeschnitte femoral- und tibialseitig erreichen, aber auch durch gegensinnige Fehlimplantation. Woher stammen die schlechteren Ergebnisse, die in der manuellen Gruppe zu beobachten waren? Im Gegensatz zur Hüftendoprothetik ist die Positionierung der Knieendoprothesenteile schwieriger, weil die Prothese mehr Freiheitsgrade bei der Implantation besitzt und die femoralen und die tibialen Komponenten in der Ausrichtung aufeinander abgestimmt sein müssen. Im Bereich der Knieendoprothetik besteht das Hauptziel in einer optimalen Ausrichtung der Prothesenkomponenten in Bezug auf die mechanische Achse. Präoperativ erfolgt die Planung für eine manuelle Knieprothesenimplantation zweidimensional anhand von Röntgenbildern mit ungenauem Vergrößerungsfaktor und Verzerrungen. Die Implantatgröße und Lage kann auch bei hoher klinischer Erfahrung und Augenmaß nur näherungsweise geplant werden. Intraoperativ erfolgt dann die Implantation mittels intramedullärer femoraler und extramedullärer tibialer Ausrichtung, was eine gewisse Ungenauigkeit beinhaltet. Trotz eines gut entwickelten Instrumentationssystems, das unter anderem die Positionierung des Implantats im rechten Winkel zur

mechanischen Beinachse unterstützt, lassen sich präzise Tragachsen konventionell nicht immer erreichen. Fehler können sich zum Beispiel einschleichen durch kurze intramedulläre Führungsstäbe, starke Femurkrümmung und das Abweichen der Sägeblätter in Sklerosezonen [Nuno-Siebrecht et al. 2000]. Es könnten sogar teilweise Achsabweichungen von bis zu 20° Varus- und 23° Valgusfehlstellungen folgen [Laskin RS 1984, Ritter MA 1994]. Im Gegensatz zur manuellen Knieendoprothesenimplantation konnten durch den Einsatz des Robotersystems CASPAR sehr gute mechanische Achsen erreicht werden. Hinsichtlich der Implantatlage konnten durch hohe Präzision und Sicherheit sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Dabei kann präoperativ die Planung unter Berücksichtigung aller Achsen, Winkel, Rotationen und Kippungen exakt dreidimensional erfolgen. Die genau geplante Implantatlage kann in allen Ebenen festgelegt und die Auswirkung auf die mechanische Achse beurteilt werden. Die zuvor präoperativ exakte Planung wird intraoperativ übertragen und kann zuverlässig und exakt umgesetzt werden. Intra- oder extramedulläre Führungshilfen sind nicht notwendig [Mai, Lörke, Siebert 2004, Siebert, Mai 2002]. In der Studie von Decking wurden die postoperativen Achsen bei allen Patienten, die roboterassistiert eine Knieendoprothese bekommen hatten, computertomographisch nachuntersucht. Es konnte nachgewiesen werden, dass bereits präoperativ geplante Achsen exakt umgesetzt wurden [Decking et al. 2004].

Bei manuell implantierten Knieendoprothesen entstehen weitere Präzisionsverluste dadurch, dass die knöcherne Resektion mit Sägelehren und oszillierenden Sägeblättern erfolgt. Die präzise Resektion hängt ab von der exakten Positionierung der Sägelehren und präzisen Sägen. Auch wenn die Sägelehre exakt positioniert werden kann, wie dies bei der Navigation der Fall ist, bleibt das Verhalten des oszillierenden Sägeblattes an Sklerosezonen gelegentlich unkalkulierbar. Die Sägeblätter sind in sich nicht starr und können vom sklerosierten Knochen abgelenkt werden, so dass sich das Sägeblatt in die Sklerosezone in die Tiefe eingräbt oder der Sklerosezone nach oben ausweicht.

Im Gegensatz zu konventionell implantierten Knieendoprothesen konnte mit dem CASPAR-System eine perfekte Fräsung durchgeführt werden. Dabei werden präoperativ bei der Planung die Schnitthöhe und Fräsbahn genau festgelegt. Der Knochenverlust kann auf ein Minimum beschränkt werden. Die Schnittflächen sind absolut plan, sodass die Implantate optimal aufliegen und bei zementfreien Komponenten ein gutes Einwachsverhalten zu erwarten ist [Mai, Lörke, Siebert 2004, Siebert, Mai 2002].

Obwohl die Messmethode für beide Gruppen gleich war, bleibt ihre Genauigkeit grundsätzlich zu hinterfragen. Die Beurteilung der prä- und postoperativ durchgeführten Röntgendiagnostik wurde von einer Person ausgewertet. Die Messgenauigkeit der Einbeinstandaufnahmen wird mit insgesamt 2° angegeben. Bei der Auswertung der Röntgenbilder muss als individueller Messfehler 1° und als stellungsbedingter Fehler der radiologischen Vermessung 2° zugrunde gelegt werden [Wright, Treble und Feinstein 1999]. Es herrscht derzeit kein Konsens, welches diagnostische Verfahren, nämlich Röntgendiagnostik oder Computertomographie, am besten geeignet ist, um die Präzision der Operation zu evaluieren [Bäthis, Shafizadeh und Paffrath 2006]. Es sollte aber sichergestellt werden, dass nur vergleichende Untersuchungen herangezogen werden, bei denen das gleiche Verfahren für die konventionelle und roboterassistierte Operationstechnik genutzt wird. Wie oben erwähnt, können Fehler der Messgenauigkeit für Ganzbeinaufnahmen von bis zu 2° auftreten [Elloy MA, Manning MP und Johnson R 1992].

Es gibt zahlreiche Studien, die übereinstimmend eine Verbesserung der Achsausrichtung durch Robotik und Navigation zeigen [Mai et al 2003, Börner et al. 2003, Bellemans et al. 2007, Konermann et al. 2003, Clemens et al. 2003, Perlick et al. 2004, Chauhan et al. 2004, Bäthis et al. 2006, Haaker et al. 2005, Esini 2006, Matziolis et al. 2007]. Allerdings zeigen einige wenige Studien keine wesentlichen Unterschiede [Bauwens et al. 2007 und Kim et al. 2007].

In der Studie von Kim und Mitarbeiter wurden 100 Patienten zum Teil navigiert und zum anderen Teil konventionell mit einer PFC Sigma Knieendoprothese versorgt. Es konnte zwischen den beiden Gruppen in einem Nachuntersuchungszeitraum von 2,3 Jahren keinen Unterschied im Bezug auf klinische und radiologische Ergebnisse festgestellt werden. Die Studie von Bauwens zeigte ebenfalls wenig Vorteile durch Navigation. Hierbei wurden in einer Metaanalyse 33 vergleichende Studien mit 3423 Patienten einbezogen.

Wenn als sehr gutes Ergebnis das Erreichen der mechanischen Beinachse mit einer Abweichung von 0 bis 3° Varus/Valgus definiert wird, so gelang dies in unserer Studie bei insgesamt 98,6% der CASPAR Gruppe. Ähnlich gute Ergebnisse konnten durch ROBODOC, CASPAR in anderen Zentren und Navigation erreicht werden.

In einer prospektiv randomisierten Studie von Stiebel wurden 10 Knieendoprothesen von Typ PFC mit CASPAR implantiert. Es kam zu einer durchschnittliche Korrektur der Beinachse auf einen physiologischen, anatomischen Valguswinkel von 6,5° [Stiebel et al. 2003]. In einer andern Studie von Bellemans wurden 25 Patienten ebenfalls durch CASPAR mit einer Knieendoprothese versorgt. Die postoperative Achse war innerhalb 1° von der Neutralstellung in allen Fällen [Bellemans et al. 2007]. Börner und Mitarbeiter haben 100 Knieendoprothesen durch Operationsroboter ROBODOC implantiert. Die postoperative anatomische Achse lag zwischen 0 und 3° [Börner et al. 2003].

Im Zeitraum von 09/1999 bis 12/2001 wurde in der Orthopädischen Klinik Hessisch Lichtenau bei 100 Patienten die Search Evolution-Prothese mit dem Orthopilot-Navigationsystem implantiert. Diese Gruppe wurde mit einer Vergleichsgruppe, die konventionell operiert wurde, verglichen. Die mechanische Beinachse brachte in 93% der navigierten und in 77% der konventionell implantierten Prothesen ein sehr gutes Ergebnis. Der Unterschied war zwischen den beiden Gruppen signifikant [Koneremann et al. 2003].

In einer offenen, prospektiven Multicenter-Vergleichstudie an fünf orthopädischen und unfallchirurgischen Zentren in einem Zeitraum von 1999 bis 2001 wurden 821 Patienten einbezogen. Bei diesen Patienten wurde die Search Evolution-Endoprothese in 266 Fällen konventionell und in 555 Fällen navigiert implantiert. Die mechanische Achse zeigte statistisch signifikant bessere Ergebnisse in der navigierten Gruppe. Die mechanische Beinachse lag in 88% der navigierten und in 72% der manuell implantierten Fällen im sehr guten Bereich [Clemens et al. 2003].

In einer Metaanalyse vergleichender Studien durch Bächli et al. wurden 18 Studien einbezogen. Insgesamt beinhalteten alle Studien zusammen 2217 Knieendoprothesen, von denen 1081 konventionell und 1136 navigationsgestützt implantiert worden waren. 13 Studien konnten in Bezug auf die mechanische Achse direkt miteinander verglichen werden. In 11 dieser Studien war der Unterschied der postoperativen Beinachse als statistisch signifikant zugunsten der navigationsgestützten Gruppe angegeben. In diesen Studien waren insgesamt 1784 Implantationen erfasst (865 konventionell; 919 navigiert). Die mechanischen Achsen lagen bei 654 (76%) manuell implantierter Knieprothesen und bei 863 (93,9%) navigiert implantierter Prothesen im sehr guten Bereich [Bächli et al. 2006].

Zusammenfassend kann man sagen, dass die Mehrheit der oben genannten Studien die Überlegenheit der Navigation und roboterassistierten Knieendoprothesenimplantation in Bezug auf achsgenaue Implantation zeigt. Obwohl es keine einheitliche Aussage über tolerable Achsabweichungen gibt, wird in zahlreichen Studien eine erhöhte Lockerungsrate bei Achsabweichungen über 3° beschrieben [Jeffery RS 1999, Rand JA 1988, Ritter MA 1994 und Tew M 1985]. Es konnte darüber hinaus in einer Untersuchung von Mahaluxmivalla et al. [Mahaluxmivalla J, Bankes MJ, Nicolai P et al. 2001] an 700 Endoprothesen gezeigt werden, dass die Achsabweichungen nicht nur bei weniger erfahrenen, sondern auch bei erfahrenen Operateuren vorkommen. Nur in etwa 75% kann das Ziel der

Achsgenauigkeit bei der konventionellen Knieendoprothetik erreicht werden [Hood,Vanni, Insall 1981].

4.4 Diskussion der Operationsdauer

Die Operationsdauer für die 70 mit dem Roboter operierten Patienten betrug im Mittel 135 min. (80 - 180 min.). Dies ist länger als bei manueller Prothesenimplantation. Bei manuell implantierten Knieprothesen war die Operationsdauer kürzer, nämlich im Mittel 81 min. (45 – 140 min.).

Dabei sind die OP-Planung und -Vorbereitung noch nicht mitberechnet. Zur Operationsdurchführung durch CASPAR werden Referenzierungsschrauben notwendig, die eine kleine Voroperation erforderlich machen. Anschließend zur Planung wird ein Spiral-CT des gesamten Beines durchgeführt. Das nimmt nicht nur zusätzliche Zeit und Ressourcen in Anspruch, sondern bedeutet auch zusätzliche Strahlungsbelastung, was bei konventionellen Operationen nicht der Fall ist. Die gewonnenen Daten müssen dann an der Planungsstation bearbeitet werden. Die Planung nimmt ebenfalls zusätzliche Zeit in Anspruch und dauert viel länger als bei konventioneller Planung an Hand von Schablonen.

Was die Operationsdauer betrifft, wirkte in erster Linie der Aufbau mit dem Anbringen des Halteapparates verzögernd. Die Operationsdauer hing neben der Lernkurve des Operateurs und des gesamten OP-Teams auch von der Fräsgeschwindigkeit und der Fräsdauer ab. Die Fräsgeschwindigkeit und die Fräsdauer waren abhängig von der Qualität des Knochens und des eingesetzten Fräsprogramms. Der Fräsvorgang des Roboters begann im Bereich des distalen Femurs und dauerte zwischen 10 bis 20 Minuten. Er war abhängig von der Menge des zu resezierenden Knochens und dem Grad der Sklerosierung. Der tibiale Fräsvorgang dauerte zwischen 10 bis 15 Minuten, was auch, wie beim femoralen Fräsvorgang, von der Qualität des Knochens abhängig war. Weiterhin kam hinzu, dass bei jedem Abbruch des

Fräsvorganges wegen intolerabler Bewegung das jeweilige CT-Kreuz mit dem Einmesskreuz durch den Roboter neu abgetastet werden musste, um die Lage des Knochens im Raum neu zu bestimmen. Das ganze Verfahren wurde von einem Polaris-Infrarotkamarasystem überwacht. Beim Einsatz eines Fräs-werkzeuges gegenüber der Sägebearbeitung wird ein größerer Zeitaufwand benötigt.

Der Literaturvergleich zeigte auch, dass bei CAS-Systemen insgesamt längere Operationszeiten im Vergleich zu manuell implantierten Knieendo-prothesen notwendig sind. In einer prospektiv randomisierten Studie wurden 10 Kniegelenke mit Hilfe des CASPAR-Systems operiert [T. Siebel und M. Porsch 2003]. Die Operationsdauer betrug 125 min. (100 - 150 min.). Bei den ersten 100 operierten Patienten in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt durch das ROBODOC-System wurden ebenfalls verlängerte Operationszeiten angegeben. Die durchschnittliche Operationsdauer betrug nach einer Lernkurve 90-100 min [M. Börner, U. Wiesel und W. Ditzen 2003]. Das war etwas schneller als beim CASPAR-System, weil nicht jeweils von oben sondern von vorne beide Knochen nacheinander gefräst werden, ohne dass eine Umlagerung erfolgen musste.

4.5 Diskussion der Komplikationen

Die Anzahl der weltweit implantierten Knieendoprothesen steigt ständig. Im Laufe der letzten Jahre wurden in Bezug auf das Prothesendesign, die Zementiertechnik und das Instrumentarium sehr viele Fortschritte erzielt. Parallel dazu wurden die Operationstechniken standardisiert und ständig verbessert. Durch die steigende Erfahrung im Bereich der Knieendoprothetik hat der prozentuale Anteil der Komplikationen insgesamt abgenommen. Gleichzeitig hat durch die steigende Anzahl der Absolutwert der Komplikationen zugenommen.

Im Bereich der Knieendoprothetik können postoperative Komplikationen vielseitige Ursachen haben, die zu einer konservativen oder operativen Maßnahme führen können. Der Vergleich der beiden Gruppen im Bezug auf die Komplikationen zeigt keinen wesentlichen Unterschied. Es wurden weder intra- noch postoperativ Komplikationen festgestellt, die auf den Einsatz des Roboters zurückgeführt werden konnten. Anfänglich haben wir angenommen, dass durch die Notwendigkeit einer starren Fixation des Beines, die längere Operationszeit und den längeren Hautschnitt insgesamt mehr Weichteilschaden auftreten könnte. Im Verlauf hat sich dies aber eher nicht bestätigt. Insgesamt traten vergleichbare postoperative Wundheilungsstörungen und Wundrevisionen auf, wie es auch bei der konventionellen Technik der Fall war. Beim Einbau von Knieprothesen kann es zu einer Schädigung der Gefäßwand kommen, infolge von mechanischer Belastung, aber insbesondere durch die starke intraoperative Flexion und Extension. In Bezug auf die tiefe Beinvenenthrombose konnte ebenfalls kein wesentlicher Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden. In der CASPAR Gruppe kam es zu vier tiefen Beinvenenthrombosen. Bei der manuellen Gruppe trat in 7 Fällen eine Beinvenenthrombose auf.

Bei Knieendoprothesen ohne den Ersatz der Patellarrückfläche kann es zu persistierenden retropatellaren Schmerzen kommen. In der CASPAR Gruppe führten wir in drei Fällen und in der manuellen Gruppe in einem Fall einen Patellarrückflächenersatz nachträglich durch, aufgrund von Retropatellararthrose und persistierenden Patellaschmerzen.

In Bezug auf einen Prothesenwechsel kam es in der manuellen Gruppe zweimal zu einem Tibiaplateau-Wechsel. Der Wechsel erfolgte in einem Fall eine Woche postoperativ wegen Fehlimplantation und in einem anderen Fall aufgrund einer Lockerung. Der Untersuchungszeitraum belief sich für die manuelle Gruppe auf ein Jahr und für die CASPAR Gruppe auf fünf Jahre. Insgesamt kam es bei der CASPAR Gruppe in 2 Fällen zu einem Prothesenwechsel. Bei einem Patienten trat ein Spätinfekt des Knies ein halbes Jahr postoperativ auf, der mit einmaliger arthroskopischer Spülung und Antibiotikagabe zunächst folgenlos ausheilte. Es kam aber 4 Jahre später zur Reinfektion und anschließendem zweizeitigen Prothesenwechsel. Bei einer anderen Patientin traten mehrere Probleme im Verlauf auf. So kam es nach einer Beinvenenthrombose, einer Narkosemobilisation und einer Versetzung der tuberositas tibiae zu einem Prothesenwechsel aufgrund persistenter Schmerzen.

Im Folgenden werden die Vorteile und Nachteile des Operationsroboters CASPAR im Einzelnen vorgetragen.

- Vorteile:**
- *Exakte präoperative Planung und intraoperative Umsetzung*
 - *Hohe Präzision und Sicherheit*
 - *Bessere mechanische Beinachsen*
 - *Der Knochenverlust kann auf ein Minimum reduziert werden.*
 - *Optimierter Fräsvorgang*
 - *Die Genauigkeit bei der Implantation ist unabhängig von der manuellen Geschicklichkeit des Operateurs.*
 - *Kein prothesenspezifisches Instrumentarium notwendig*
 - *Erreichen eines Qualitätsstandards*
- Nachteile:**
- *Mehraufwand*
 - *Höhere Kosten*
 - *Längere Operationsdauer*
 - *Fehlende Möglichkeit das Weichteilbalancing präoperativ zu planen*
 - *Verwendung von Pins*
 - *Notwendigkeit einer starren Fixation des Beines*
 - *Strahlenbelastung durch das notwendige CT*

Die Roboterchirurgie konnte sich im Zeitalter der DRGs nicht durchsetzen, weil der technische Aufwand für dieses operative Verfahren sehr groß war. Hinzu kommt die erhebliche finanzielle Belastung durch Anschaffung eines Robotersystems und aufwändige Vorbereitung des Patienten. Das alles hat eine Etablierung der Roboterchirurgie in dieser Form in der Knieendoprothetik verhindert.

4.6 Schlussfolgerung und Ausblick

Zusammenfassend wurde in dieser Arbeit nachgewiesen, dass die Implantation einer Knieendoprothese durch den Einsatz des CASPAR-Systems passgenau möglich ist und signifikant bessere mechanische Beinachsen erzielt werden. Dabei liegen die klinischen Resultate der CASPAR Gruppe im Rahmen der in der Literatur beschriebenen herkömmlich operierten Nachuntersuchungsergebnisse. Nachteilig sind ein erhöhter Zeitaufwand und Kosten, ohne dass es eine erhöhte Komplikationsrate gibt. In Bezug auf Standzeiten ist eine wissenschaftliche Stellungnahme frühestens nach 10 Jahren möglich, da der momentane postoperative Beobachtungszeitraum zu kurz ist.

5 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Überprüfung der Hypothese, dass bei roboterassistierten Implantationen von Knieendoprothesen ein exakter Sitz der Implantate und damit bessere mechanische Beinachsen als Voraussetzung für längere Standzeiten erreicht werden als mit der manuellen Implantation.

In der Orthopädischen Klinik Kassel wurden von März 2000 bis Juli 2002 insgesamt 70 zementierte roboterassistierte Knieendoprothesen vom Typ Search Evolution mit einem Fixed Bearing-Plateau bei 68 Patienten eingesetzt. Das Durchschnittsalter der Patienten (49 Frauen und 21 Männer) lag bei 66 (46-82) Jahren. Die Operationsindikation war die primäre Gonarthrose. Es wurden alle Patienten prospektiv erfasst und nach 3, 6, 12, 24 und 60 Monaten nachuntersucht unter Verwendung des Knee-Society-Scores. Im Laufe der 5 Jahre konnten 4 Patienten (5,7%) nicht nachuntersucht werden, da ein Patient ins Ausland und 3 Patienten unbekannt verzogen waren. In diesem Zeitraum sind 8 Patienten (11,4%) verstorben und bei zwei Patienten (2,9%) wurde die Prothese gewechselt. Bei einem Patienten erfolgte der Prothesenwechsel aufgrund einer Spätinfektion des Knies. Bei einer anderen Patientin war die Ursache des Prothesenwechsels persistierende Schmerzen. Die Überlebensrate für den Endpunkt „Prothesenwechsel“ betrug nach 5 Jahren 96,1%. Es konnte ein Kniescore von 90 Punkten und ein Funktionsscore von 84 Punkten nach 5 Jahren erreicht werden. Der durchschnittliche Bewegungsumfang betrug 109°.

Dieses roboterassistierte Kollektiv wurde mit 232 Patienten, die 2001 mit einer manuell implantierten zementierten Knieprothese vom Typ NexGen-CR (Fixed bearing Plateau) versorgt wurden, verglichen. Das Durchschnittsalter der Patienten (170 Frauen und 62 Männer) lag bei 75 Jahren. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug in dieser Gruppe ein Jahr. Hier erfolgte die Operation in allen Fällen wegen einer Gonarthrose. Bezüglich der klinischen Daten nach dem Knee-Society-Score konnten vergleichbare Ergebnisse durch

den Operationsroboter CASPAR erzielt werden. Das roboterassistierte Kollektiv erreichte im Durchschnitt nach einem Jahr eine Verbesserung des Kniescores von 39 auf 88 Punkte und des Funktionsscore von 53 auf 82 Punkte. Der Kniescore stieg beim Vergleichskollektiv durchschnittlich nach einem Jahr von 29 auf 76 Punkte und der Funktionsscore von 49 auf 69 Punkte. In beiden Gruppen kam es nach einem Jahr zu einer signifikanten Besserung des Knee-Society-Scores. Hinsichtlich der mechanischen Achsen sowie der Lage der Femurkomponente und Tibiakomponente konnten durch CASPAR signifikant bessere Ergebnisse erreicht werden. Wenn als sehr gutes Ergebnis das Erreichen der mechanischen Beinachse mit einer Abweichung von 0 bis 3° Varus/Valgus definiert wird, gelang bei insgesamt 98,6% der roboterassistierten und 67,7% der manuell implantierten Knieendoprothesen ein sehr gutes Ergebnis. Der Vergleich der mechanischen Beinachsen, Implantatlage femoral und tibial zeigte, dass die manuell implantierten Knieprothesen insgesamt zum einen zur Varus-abweichung tendierten und zum anderen mehr Ausreißer vorzeigten. Die durchschnittliche Operationsdauer betrug in der manuellen Gruppe 81 Minuten und in der roboterassistierten Gruppe 135 Minuten. In Bezug auf Komplikationen wurden bei dem roboterassistierten Kollektiv weder intra- noch postoperative Komplikationen registriert, die auf den Einsatz des Roboters zurückgeführt werden konnten.

Anhand der Ergebnisse der hier vorliegenden Studie und im Vergleich mit der aufgeführten Literatur zeigt sich, dass mit dem Operationsroboter CASPAR eine akkurate und sorgfältige dreidimensionale Planung möglich ist, die zuverlässig und reproduzierbar mit einer hohen Genauigkeit bei der Operation umgesetzt wird. Hinzu kommen vergleichbare gute mittelfristige klinische Ergebnisse mit guten Überlebensraten und eine statistisch signifikant bessere Ausrichtung der Knieendoprothesen-komponenten gegenüber der manuellen Technik. Nachteilig sind ein erhöhter Zeitaufwand und Kosten. Um nachzuweisen in wie weit die exakten mechanischen Beinachsen mit besseren klinischen Ergebnissen und verminderten Lockerungsraten einhergehen, werden weitere Langzeitstudien benötigt.

6 Anhang

6.1 Literaturverzeichnis

Aglietti P, Buzzi R (1988) Posterior stabilized total condylar knee replacement. Three to eight year follow-up of 85 knees. J Bone Joint Surg; 70 B: 211-216

Aglietti P, Buzzi R, Gaudenti A (1988) Patellofemoral functional results and complications with the posterior stabilized total condylar knee prosthesis. J arthroplasty; 3:17-25

Abraham W, Buchanan JR, Daubert H, Gyrrer RB, Keefer J (1988) Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of patellar resurfacing. Clin. Orthop; 236: 128-134

Baer WS (1918) Arthroplasty with the aid of animal membrane. Am. J. Orthop. Surg; 16: 1-29

Bäthis H, Shafizadeh S, Paffrath T, Simanski C, Grifka J, Lüring C (2006) Sind navigierte Knieendoprothesen tatsächlich präzise implantiert? Orthopäde; 35:1056-1065

Bäthis H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Zurakowski D, Grifka J (2004) Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. J Bone Joint Surg Br. Juli; 86(5): 682-7

Bargren JH, Blaha JD, Freeman M (1983) Alignment in total knee arthroplasty. Clin Orthop; 173: 178-183

Barnes CL, Clark AE, Thornhill T (1993) Patient selection and indication for total knee replacement. In: Rand, J.A.(Hrsg.): Total knee arthroplasty. Raven Press, New York; 85-92

Bauwens K, Matthes G, Wich M, Gebhard F, Hanson B, Ekkernkamp A, Stengel D (2007) Navigated total knee replacement. A meta-analysis.

J Bone Joint Surg Am. Aug; 89(8):1867; author reply 1867-8

Bertsch C, Kolz U, Konrad G, Vakili A, Oberst M (2007) klinische und radiologische Ergebnisse nach navigierter Knieendoprothetik. Analyse einer kontrollierten und prospektiven Studie im Vergleich zur konventionellen Implantationstechnik Orthopäde; 36(8): 739-45

Bertin KC (2005) Cruciate-retaining total knee arthroplasty at 5 to 7 years followup. Clin. Orthop. Relat. Res. Juli; (436): 177-83

Bellemans, Vandenuecker, Vanlauwe (2007) Robot total knee arthroplasty Orthop Relat Res. Jun. 7

Blauth W, Hassenpflug J (1991) Scharnierprothesen des Kniegelenks. Langzeiterfahrungen am Beispiel der Blauth-Prothese. Orthopäde; 20: 206-215

Blounn GW, Walker PS, Joshi A, Harding K (1991) The dominance of cyclic sliding in producing wear in total knee replacement. Clinical Orthop; 273: 253-260

Bochner R (1991) Indications and alternatives to total knee replacement. Springer-Verlag, London, Berlin, New York; 17-24

Börner M, Bauer A, Lahmer A (1997) Rechnerunterstützter Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik. Orthopäde; 26: 251-257

Börner M, Wiesel U, Ditzen W (2003) Klinische Erfahrungen mit dem ROBODOC_Operationsroboter und der Duracon-Knieendoprothese, Navigation und Robotic; 295-300

Bourne RB, Laskin RS, Guerin JS (2007) Ten-year results of the first 100 Genesis II total knee replacement procedures. Orthopedics. Aug; 30(8Suppl): 83-5

Blömer W (2000) Knieendoprothetik-Herstellerische Probleme und technologische Entwicklungen. Orthopäde; 29: 688-696

Boyd, AD, Ewald FC, Thomas WH, Poss R, Sledge CB (1993) Long term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. J. Bone. Joint Surg; 75-A: 674-681

Brick GW, Scott RD (1988) The patellofemoral component of total knee arthroplasty. Clin. Orthop; 231: 163-178

Charnley J (1960) Surgery of the hip joint. Br Med J; 821-6

Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RS (2004). Computer knee arthroplasty versus conventionell jig-based technique: a randomised prospective trail. J Bone Joint Surg Br; 86-B: 372-7

Clemens U, Miehke R, Kohler S, Kiefer H, Jenny J, Konermann W (2003) Computerassistierte Navigation mit dem OrthoPilot-System und der Search-Evolution-Knieendoprothese; Navigation und Robotic; Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 207-216

Colizza WA, Insal JN, Scuderi GR (1995) The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimum follow-up. J Bone Jt Surg; 77-A: 1713-1720

Dalury DF, Frederick CE, Christie MJ, Scott RD (1995) Total Knee arthroplasty in a Group of Patients Less Than 45 Years of age. J Arthroplasty ; Vol. 10; No.5

Davis B (2000) A review of robotics in surgery. Proc Inst Mech Eng [H] 214:129-140

Decking J, Theis C, Achenbach T, Roth E, Nafe B, Eckardt A (2004) Robotic total knee arthroplasty: the accuracy of CT-based component placement. *Acta Orthop.Scand*; 75:573-579.

Decking R, markmann Y, Mattes T, Puhl W, Scharf HP (2007) On the outcome of computer-assisted total knee replacement. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech. Juni*; 74(3): 171-4

Didurch DR, Insall JN, Scott WN, Scuderi GR, Font-Rodriguez D (1997) Total Knee Replacement in Young, Active Patients. J bone Jt Surg; 79-A: 575-582

Enis JE, Gardner R, Robledo MA, Latta L, Smith R (1990) Comparison of patellar resurfacing versus nonresurfacing in bilateral total knee arthroplasty. Clin. Ortop; 260

Elloy MA, Manning MP, Johnson R (1992) Accuracy of intramedullary alignment in total knee replacment. J Biomed Eng; 14:363-370

Esini A, Catani F, Leardini A, Romagnoli M, Giannini S (2006) Alignments and clinical results in conventional and navigated total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. Apr; 457: 156-162

Ewald F, Christie MJ (1987) Results of cemented total knee replacement in Young patients. Ortop Trans; 11: 442-445

Feng EL, Stulberg SD, Wixson RL (1994) Progressive subluxaton and polyethylene wear in total knee replacements with flat articular surfaces. Clinical Orth; 299: 60-71

Gekler J, Kolbe J (1992) Indikationen zur Implantation der Blauthprothese oder kondylärer Prothesen. In: Hassenpflug, J. (Hrsg.): die Blauth-Knieendoprothese. Grundlagen, gegenwärtiger Stand und Ausblick. Verlag Hans Huber Bern, Göttingen, Toronto; S. 75-81

Gotzen L, Pashmineh-Azar A, Ziring E (2003) Klinische Erfahrungen mit dem CASPAR-assistierten Ersatz des vorderen Kreuzbandes; Navigation und Robotic; Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York; 337-347

Gschwend N (1975) Indikation zur Verwendung von Teilprothesen, Schlittenprothesen und Scharnierprothesen am Beispiel des Kniegelenkes. Orth. Prax; 12: 924

Gschwend N (1978) GSB knee joint: a further possibility, principle, results. Clin Orthop; 132: 170-176

Gluck TH (1890) Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. Berliner Klinische Wochenschrift 1890; 33:732

Gunston FH (1971) Polycentric knee arthroplasty. Prothetic simulation of normal knee movement; J Bone Joint Surg; 53-B: 272-279

Haaker RG, Stockheim M, Kamp M, Proff G, Breitenfelder J, Ottersbach A (2005) Computer-assisted navigation increases precesion of component placement in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat April; (433):152-9

Hood RW, Vanni M, Insall JN (1981) The correction of knee alignment in 225 consecutive total condylar knee replacements. Clini. Orthop Relat rest Oct; (160): 94-105

Insall JN (1984) Total knee replacement Surgery of the knee. Churchill Livingstone, New York; 587-695

Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ (1983) The total condylar knee prothesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundert consecutive replacements. J Bone Jt Surg; 65-A: 619-628

Insal JN, Kelly M (1986) The total condylar prothesis. Clinical Ortop; 205: 43-48

Insal JN, Lachiewicz PF, Burstein AH (1982) The posterior stabilized condylar prothesis. A modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience. J Bone Jt Surg; 64-A: 1317-1323

Insall JN, Dorr LD, Scott RD (1989) Rationale of the Knee Society Clinical Rating System. Clini Ortop; 248: 13-14

Insall JN, Scott WN, Ranawat CS (1979) The total condylar knee prothesis. A report of 220 cases. J Bone Jt Surg ; 61-A: 173-180

Jacobs JJ, Shanbhag A, Glant TT, Black J, Galant JO (1994) Wear debris in total joint replacement. J Am Acad Ortop Surg; 2: 212-220

Jeffrey RS, Morris RW, Denham RA (1991) Control alignment after total knee replacement. J Bone Joint Surg ; 73 B7: 09-714

Jenny JY, Boeri C (2001) Navigiert implantierte Knie totalendoprothesen- eine Vergleichstudie zum konventionellen Instrumentarium. Z Ortop; 139: 117-119

Jerosch J (1999) Knieendoprothetik: Indikationen – Operationsprinzipien – Nachbehandlung, Med Monatsschr. Pharm ; 10 305-312

Jerosch J (1997) Knieendoprothetik – eine Standortbestimmung; Deutsches Ärzteblatt; 94: 449-455

Jones, GB (1973) Total knee replacement. The Walldius hinge. Clin. Orthop;. 94: 50-57

Kim YH, Kim SJ, Yoon SH (2007) Alignment and orientation of the components in total knee replacement with and without navigation support. J Bone Joint Surg Br. Apr; 89(4): 471-6

Kolisek FR, Barnes CL (2006) Scorpio posterior-stabilized knee system: 5-year clinical and functional results. J. Arthroplasty. Dec; 21(8): 1187-92

Konermann W, Sauer MA (2003) Postoperatives Alignment von konventionell und navigiert implantierten Knieendoprothesen; Navigation und Robotic; Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York;189-198

Kuhns JG, Potter TA (1950) Nylon arthroplasty of the knee joint in chronic arthritis. Surg. Gynec. Obstet91: 35; 1-362

Krackow KA (1990) The technique of total knee arthroplasty. St. Louis, Baltimore

Kwoh YS, Hou J, Jonckheere EA, Hayati S (1998) A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. IEEE Trans Biomed Eng; M5: 153-160

Lampe F, Honl M, Wieman R, Hille E (1999) Computergestützte Navigation Gelenkerhalt und Endoprothetik bei Gonarthrose. In: Implant 2-1999, Kasuistik.

Springer, Berlin Heidelberg, New York

Laskin RS (1984) Aligment in total knee replacement. Orthopaedicus; 7: 62-72

Levitsky KA, Harris WJ, McManus, Scott RD (1993) Total knee arthroplasty without patellar resurfacing. Clinical outcomes and long term follow-up evaluation. Clin. Orthop; 286: 116-121

MacIntosh DL (1941) Hemiarthroplasty of the knee using a spaceoccopying prothesis for painfl varus and valgus deformities. J. Bone Joint Surg; 40 A: 1431

Mai S, Lörke C, Siebert W. (2004) Klinische Erfahrungen mit dem CASPAR-Operationsroboter und der Search-Evolution-Knieendoprothese. In: Konermann W. Haaker R (Hrsg) Navigation und Robotik in der Gelenk- und Wirbelsäulenchirurgie. Springer, Berlin, Heidelberg New York Tokio, S 189-198

Mahaluxmivala J, Bankes MJ, Nicolai P et al. (2001) The effect of surgeon experience on component positioning in 673 press fit condylar posterior cruciate-sacrificing total knee arthroplasty. J Arthroplasty; 16:635-640

Marmor L (1993) Unicompartmental knee replacement. In: Rand, J.A.(Hrsg): Total knee arthroplasty. Raven Press New York; 245-280

Matziolis, Kroker, Weiss, Tohtz, Perka (2007) Aprospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty J Bone Joint Br. Feb; 89: 236-243

McKeever DC, Elliot RB (1960) Tibial plateau prothesis. Clin Ortop; 18: 86-95

Mielke RK, Clemens U, Jens JH, Kershally S (2001) Navigation in der Knieendoprothetik- vorläufige klinische Erfahrungen und prospektiv vergleichbare Studie gegenüber konventioneller Implantationstechnik. Z Orthop; 139: 109-116

Murphy JB (1905) Arthroplasty, clinical and experimental. J. Am. Med. Arthrop; 44: 1573

Nafei A, Kristensen O, Knudson HM, Hvid I, Jensen J (1996) survivorship analysis of cemented total condylar knee arthroplasty. J Arthroplasty; 11: 7-10

Nieder E (1991) Schlittenprothese, Rotationsknie und Scharnierprothese Modell St. Georg und ENDO-Modell. Differentialtherapie in der primären Kniegelenkalloarthroplastik. Orthopäde; 20: 170-180

Nuno-Siebrecht N, Tanzer M, Bobyn JK (2000) potential errors in axial alignment using intramedullary instrumentation for total knee arthroplasty. J Arthroplasty; 15: 228-230

Palmer LM (1999) Management of the Patient With a Total Joint Replacement: The Primary Care Practitiners Role. Lippincotts Primary Care Practice; 4: 419-427

Perlick L, Bächis H, Tingart M, Perlick C, Grifka J (2004) Navigation in total-knee arthroplasty: CT-based implantation compared with the conventional technique. Acta Orthop Scand Aug; 75(4): 464-70

Picard F, Saragaglia D, Montbaron E, Chaussard C, Leitner F, Raoult O (1999) Computer-assisted knee arthroplasty preliminary clinical results with the Ortho pilot system. 4th International CAOS Symposium, Davos 1999

Picetti GD, McGann WA, Welch RB (1990) The patellofemoral joint after total knee arthroplasty without patellar resurfacing. J. bone Joint Surg; 72 A: 1379-1382

Rand JA, Coventry MB (1988) Ten-Year evaluation of geometric total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res; 232: 168-173

Rand JA (1991) Survivorship analysis of total knee arthroplasty. J Bone Jt Surg; 73-A: 397-409

Rand JA (1994) Current concepts review. The patellofemoral joint in total knee arthroplasty. J. Bone. Joint surg; 76 A: 612-620

Ranawat CS, Boachie-Adjei O (1988) Survivorship analysis and results of total condylar knee arthroplasty. Clin Ortop Relat res; 226: 6-13

Ranawat CS, Flynn WF, Saddler S, Hansraj KH, Maynhard MJ (1993) Long-term results of total condylar knee arthroplasty. Clin Ortop; 286: 94-102

Rissanen P, Seppo A, Slätis P, Sintonen H, Paavolainen P (1995) Health and Quality of Life Before and Hip or Knee Arthroplasty. J Arthroplasty; 10: 2-11

Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB (1994) postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. Clin Ortop; 299:153-156

Rodricks DJ, Patil S, Pulido P, Cowell CW (2007) Press-fit condylar design total knee arthroplasty. Fourteen to seventeen-year follow-up. J Bone Joint Surg Am. Jan; 89(1): 89-95

Scharf RD, Müller E (1998) Roboter gestern, heute, morgen. In: Tragers H (Hrsg) Spektrum der Wissenschaft. Dossier: Roboter erobern den Alltag. Spektrum, Heidelberg; S6-11

Schwitalle M, Salzmann G, Eckardt A, Heine J (2001) Late outcome after implantation of the pfc modular knee system. Z Orthop Ihre Grenzgeb. Mar-Apr; 139(2): 102-8

Scott RD, Joyce MJ, Ewald FC, Thomas WH (1985) McKeever metallic hemiarthroplasty of the knee in unicompartmental degenerative arthritis; long term clinical follow-up and current indications. J. Bone Joint Surg; 67 A: 203-205

Scott, RD, Santore RF (1981) Unicondylar unicompartment replacement for osteoarthritis of the knee. J. Bone Joint Surg; 63 A: 536-544

Sculco TP (1993) Total knee replacement with newer constraint designs. In: Rand, J.A. (Hrsg.) Total knee arthroplasty. Raven Press, New York; 233-243

Siebert W, Mai S, Kober R, Heeckt P. Technique and first clinical results of robot-assisted total knee replacement (2002). Knee; 9:173-180

Siebert W, Mai S, Kober R, Heeckt P. (2002) Technique and first clinical results of robot-assisted total knee replacement. *Knee*; 9: 173-180

Shiers LGP (1954) Arthroplasty of the knee. Preliminary report of a new method. *J. Bone Joint Surg*; 36B: 553-560

Shiers LGP (1960) Arthroplasty of the knee, interim report of a new method. *J. Bone Joint Surg*4; 2 B: 31-39

Shoji H, Yoshino S, Kajino A (1989) Patellar replacement in bilateral total knee arthroplasty. A study of patients who had rheumatoid arthritis and no gross deformity of the patella. *J. bone joint Surg*; 71 A7: 853-856

Smith SR, Staurt P, Pinder IM (1989) Nonresurfaced patella. *J. Arthroplasty*; 4 (Suppl.): 81-86

Song Ek, Seon JK, Yoon TR, Park SJ, Bae BH, Cho SG (2007) Functionell results of navigated minimally invasive and conventional total knee arthroplasty: a comparison in bilateral cases. *Ortopedica. Apr*; 30(4):327

Soudry M, Mestriner LA, Binazzi R, Insall JN (1986) Total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *Clin Ortop*; 205: 166-170

Spencer JM, Chauhan SK, Sloan K, Taylor A, Beaver RJ (2007) Computer navigation versus conventional total knee replacement: No difference in functional results at tow years. *J Bone Joint Br. Apr*; 89(4): 477-80

Stern SH, Insall JN, Kelly MA (1989) The total condylar porstetesis: 10 to 12 year results of a cemented knee replacement. *J Bone joint Surg*; 71 B : 793-797

Siebel T, Porsch M (2003) Roboterassistierte CT-gestützte Operation der PFC-Knieendoprothese mit dem CASPAR-Operationsroboter, Navigation und Robotic; 291-294

Teichner A (1985) Möglichkeiten und grenzen der Schlittenendoprothese anhand mittelfristiger Ergebnisse. In: Lechner,F.,R. Ascherl, G. Blümel, D.S. Hungerford (Hrsg): Kniegelenksendoprothetik-eine aktuelle Bestandsaufnahme.

Schatauer Verlag, Stuttgart, New York; 257-268

Thornhill TS, Scott RD (1989) Unicompartementa knee arthroplasty. Orthop. Clin. North. Am; 20: 245-256

Troccaz J, Delnondedieu Y (1996) Robots in surgery. IARP Workshop on Medical Robots, Vienna, Austria

Verneuil A (1860) De la creation d'une fausse articulation par section ou resection partielle de l'os maxillaire inferieur, comme moyen de remedier a l'ankylose vraie ou fausse de la machoire inferieure. Arch.Gen.Med.5, 174, 284

Vince KG, Insall JN, Kelly MA (1989) The total condylar prosthesis: 10 to 12 year results of a cemented knee replacement. J Bone Joint Surg; 71B79: 3-797

Walldius B (1957) Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Acta Orthop. Scand. (Suppl); 24

Wessinghage D (1991): Themistokles Gluck. 100 Jahre künstlicher Gelenkersatz. Z. Ortop; 129: 38-42

Wessinghage D (2000) Historische Aspekte des Gelenkersatzes. Eine bibliographische Studie. Orthopäde; 29: 1067-1071

Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC, Insall JN (1989) Mechanisms of failure of the femoral an tibial components in total knee arthroplasty. Clinical Orthop; 248: 15-19

Wright JG, Treble N et al. (1991) Measurement of lower limb alignment using long radiographs. J Bone Joint Surg; Br 73 (5): 721-723

Young HH (1963) Use of a hinged vitallium prothesis for arthroplasty of the knee. A preliminary report . J. Bone Joint Surg; 45 A: 1627-1642

Zenz P, Schwagerl W, Jantsch S (1992) Zwei- bis 5-Jahres-Ergebnisse nach Implantation der zementfreien „APS“ Knie totalprothese. Eine retrospektive Studie der ersten 60 Fälle. Z. Ortop. Ihre Grenzgeb.; 130 (4): 317-322

6.2 Abkürzungsverzeichnis

BMI	Boday mass index
CoCrMo	Cobald-Chrom-Molybdän
CPM	Continuous Passive Motion
FS	Funktionsscore
HFK	Häufigkeit
M-W	Mann-Whitney
n	Anzahl
n.s.	nicht signifikant
NSAR	Nichtsteroidale Antirheumatika
OP	Operation
PCA	Patienten kontrollierte Analgesie
PE	Polyethylen
KS	Kniescore
KSS	Knee-Society-Score
s.	signifikant
UHMW	Ultra-High-Molecular-Weight
VKB	vorderes Kreuzband

6.3 Anhang der Datenerfassungsbögen

6.3.1 Ergänzende Aufklärung zur multizentrische Studie (CASPAR)

Ergänzender Aufklärungsbogen zur multizentrischen Studie:



„CASPAR“ Computer Assisted Surgical Planning And Robotics

Version: Kniegelenkendoprothese

Sehr geehrte/r Frau/Herr,

um das zerstörte Kniegelenk abzutragen, gibt es zwei Methoden:

Herkömmliche Methode: Der **Arzt** entfernt die gesamte knorpelige bzw. knöcherne Gelenkoberfläche per Hand mit einer Fräse, Säge oder anderen chirurgischen Hilfsinstrumenten.

CASPAR-Methode: besteht aus 2 Operationen. In der ersten Operation werden die Markierungsschrauben gesetzt. In der zweiten Operation fräst der **Operationsroboter** die Schnittebenen Femur und Tibia.

Die CASPAR-Methode ist seit März 2000 durchführbar. Die CASPAR-Methode führt wahrscheinlich zu einem festeren Sitz und eventuell zu einer längeren Haltbarkeit der Prothese. Revisionseingriffe werden möglicherweise seltener erforderlich.

Andererseits ist es für den Robotereinsatz notwendig, vor der Operation in Kurznarkose, Lokal- oder Spinalanästhesie Markierungsschrauben einzubringen und ein Computertomogramm für die sehr genaue 3D-Planung mit CASPAR anzufertigen.

Beide Methoden haben Ihre Vor- und Nachteile. Welche Methode langfristig zu besseren Ergebnissen führt (Schmerzfreiheit, Lockerungsrate), ist zur Zeit definitiv nicht bekannt. Es liegen noch keine langfristigen Vergleichsstudien vor.

Aus diesem Grunde bitten wir Sie um Ihre Hilfe bei der Durchführung der folgenden **Studie**:

Patienten, die so wie Sie ein künstliches Kniegelenk erhalten, werden für 5 Jahre nach der Operation regelmäßig zu Nachuntersuchungen eingeladen. Dabei werden wir Ihre Zufriedenheit mit dem Ergebnis der Operation erfragen und die Einheilung Ihres Kniegelenkes klinisch und durch Röntgenbilder genau verfolgen.

Die Studie wird uns langfristig helfen, selbst die geringen Unterschiede zwischen den beiden Methoden aufzudecken und für unsere Patienten das bestmögliche Ergebnis zu erzielen.

Trotz größter Sorgfalt können bei der geplanten Operation mit dem CASPAR System ergänzend zur herkömmlichen Methode folgende Risiken genannt werden:

- Abbruch des Fräsvorganges durch den Roboter (in diesem Fall übernimmt und vollendet der Arzt mit der herkömmlichen Methode das Implantieren der Kniegelenksprothese)
- Schmerzen im Bereich der Markierungsschrauben und der Fixierungsdrähte
- Geringfügig erhöhtes Risiko der Gefäß- oder Nervenverletzung
- evtl. erhöhtes Infektions- und Thromboserisiko

In meinem Aufklärungsgespräch mit Frau/Herrn Dr. med.
wurde ich über die oben genannte Studie ergänzend zur herkömmlichen Operationsmethode ausführlich aufgeklärt. Die Vor- und Nachteile der herkömmlichen Methode und der CASPAR-Methode wurden mir ausreichend erklärt. Mit der Teilnahme an den regelmäßigen Nachuntersuchungen, der Speicherung und Verwendung meiner anonymisierten Daten für die wissenschaftliche Auswertung bin ich einverstanden. Die Daten werden gemäß der ärztlichen Schweigepflicht vertraulich gehandhabt. Ich verpflichte mich im Bezug auf die Probandenversicherung andere medizinische Behandlungen - außer im Notfall- nur im Einvernehmen mit dem klinischen Prüfer zu unterziehen und eine Gesundheitsschädigung, die in Folge der klinischen Prüfung eingetreten sein könnte, dem Versicherer unverzüglich anzuzeigen. Die Meldungen kann über den Prüfarzt erfolgen.

- ☐ Ich nehme an der oben genannten Studie teil. Ich kann jederzeit ohne Nachteile aus der Studie austreten.
- ☐ Ich lehne eine Teilnahme an der Studie ab. Ich wünsche eine Standardtherapie.
- ☐ Mit der Durchführung meiner Operation mittels CASPAR-Methode bin ich einverstanden.
- ☐ Den Inhalt dieses Aufklärungsbogens sowie die mündliche Aufklärung habe ich verstanden. Ich habe keine weiteren Fragen und willige hiermit nach ausreichender Bedenkzeit in die geplante Operation ein.

.....
Datum, Uhrzeit

.....
Unterschrift des Patienten/der Patientin

.....
Unterschrift des aufklärenden Arztes

6.3.2 Präoperativer Erhebungsbogen zur Knieprothese (CASPAR)

Erhebungsbogen zur Knieprothese

Präoperative Bewertung



Klinik-Nr	Krankenhaus	Ort	
Angaben zum Patienten		Aufnahmedatum	Studiennummer K -
Initialen:	Geburtsdatum	Geschlecht	männlich / weiblich
welches Knie: rechts / links	Größe cm	Gewicht	kg
Diagnose idiop. Gonarthrose / posttr. Gonarthrose / postinf. Gonarthrose / rheumatoide Arthritis / Psoriasis Arthritis Andere:			
Voroperationen keine / Tibiaosteotomie / Femurosteotomie / Patellaeingriff / Arthroskopie / Synovialektomie / Menishektomie / Debridement			
Begleiterkrankungen keine / Herz-Kreislauf / arterielle Verschluss-Krankheiten / Lungen / Neurologisch / Nephrologisch / Adipositas Andere:			
Allgemeinzustand gut / mittel / schlecht		Psyche optimistisch / unauffällig / depressiv	
Schmerzen			
Knie: keine / medial / lateral / dorsal / infrapatellar / Pes anserinus / gesamt Andere:			
Patella: keine / medial / lateral / retro / Oberrand / Patella Spitze / gesamt			
Ruhezustand keine oder vernachlässigbar / gering oder gelegentlich / mäßig gelegentlich / mäßig dauernd / stake			
Gehen keine oder vernachlässigbar / gering oder gelegentlich / mäßig gelegentlich / mäßig dauernd / stake			
Treppe steigen keine oder vernachlässigbar / gering oder gelegentlich / mäßig gelegentlich / mäßig dauernd / stake			
Befund			
Strecken/Beugen / /		Beugekontraktur keine / $\leq 5^\circ$ / $5^\circ - 10^\circ$ / $11^\circ - 15^\circ$ / $16^\circ - 20^\circ$ / $\geq 20^\circ$	
Muskelkraft 0 / 1 / 2 / 3 / 4 / 5		Aktives Streckdefizit kein / 5° / 10° / $15^\circ - 20^\circ$ / $> 20^\circ$	
Stabilität	medial ° lateral °	insgesamt $\leq 5^\circ$ / $6^\circ - 9^\circ$ / $10^\circ - 14^\circ$ / $\geq 15^\circ$	
	anteroposterior < 5 mm / 5 – 10 mm / > 10 mm		
Funktion			
Gehen unmöglich / nur in Wohnung / < 500 m / 500 – 1000 m / 1000 – 2000 m / unbegrenzt			
Treppe unmöglich / auf mit Handlauf, ab unmöglich / auf & ab mit Handlauf / normal auf, ab mit Handlauf / normal			
Gehilfe Rollstuhl / 2 UA - Gehilfen oder Gehwagen / 2 Handstöcke oder 1 UA - Gehilfe / 1 Handstock / keine			
Einschränkungen keine / kontralaterales Knie / ipsilaterale Hüfte / kontralaterale Hüfte / Wirbelsäule / ob. Extremitäten			
öffentliche Verkehrsmittel alleine / mit Hilfe / unmöglich			
Alignment / Röntgen			
Anatomische Beinachse (frontal)		° varus / valgus	
Mechanische Beinachse (frontal)		° varus / valgus	
Mechanische Achse Femur A/P		Grad	
Mechanische Achse Tibia A/P		Grad	
Patellastellung tangential: zentral / lateral / subluxiert / luxiert		seitlich: alta / normal / baja	
Allgemeine Bemerkungen			
Datum / Name / Unterschrift:			

6.3.3 Erhebungsbogen bei Entlassung (CASPAR)

Erhebungsbogen zur Knieprothese Entlassung



Entlassungstag	Studennummer K -
-----------------------	-------------------------

Bewegung

Strecken / Beugen /	Beugekontraktur: keine / $\leq 5^\circ$ / $5^\circ - 10^\circ$ / $11^\circ - 15^\circ$ / $16^\circ - 20^\circ$ / $\geq 20^\circ$
	Aktives Streckdefizit: kein / 5° / 10° / $15^\circ - 20^\circ$ / $\geq 20^\circ$

Alignment / Röntgen

Anatomische Beinachse (frontal)	$^\circ$ varus / valgus				
Mechanische Beinachse (frontal)	$^\circ$ varus / valgus	Mechanische Achse Tibia	A/P	Grad	
Mechanische Achse Femur	A/P	Grad	Mechanische Achse Tibia	Lat.	Grad
Patellastellung:		Tibiale Abdeckung:			
tangential: zentral / lateral / subluxiert / luxiert		Normal	Überstand	Defizit	
seitlich: alta / normal / baja		medial	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
		lateral	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
		anterior	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
		posterior	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Notching: nein / ja					

Wundschmerzen

keine	OP-Narbe	Pin: Femur / Tibia / Becken	Draht Femur: medial / lateral	Draht Tibia: medial / lateral
-------	----------	------------------------------------	--------------------------------------	--------------------------------------

Komplikationen

Lokale: keine Gefäßläsion Nervenschaden welcher:							
	Op-Wunde oberfl./ tief	Femur	Pin Tibia / Becken		Draht Fem med./lat	Draht Tibia med./ lat	Intra-artikulär
Hämatom	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Wundheilungsstörung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Hautnekrose	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Infekt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Andere:							
Allgemeine: keine / Thrombose / Lungenembolie Andere:							
Verstorben: nein / ja: Datum: Ursache:							
Reoperation: keine Narkosemobilisation / Sekundärnaht / Wundrevision / Hämatomausräumung / Nekrosexzision Andere:							

Allgemeine Bemerkungen

Datum / Name / Unterschrift:

6.3.4 Nachuntersuchungsbogen (CASPAR)

Nachuntersuchung zur Knieprothese

CASPAR

Nachuntersuchungszeitraum <input type="checkbox"/> 3 Mo. <input type="checkbox"/> 6 Mo. <input type="checkbox"/> 1 J. <input type="checkbox"/> 2J. <input type="checkbox"/> 3J. <input type="checkbox"/> 5 J <input type="checkbox"/> Andere			
Angaben zum Patienten		Untersuchungsdatum	Studiennummer K -
Name:	Geburtsdatum	Geschlecht männlich / weiblich	
welches Knie: rechts / links	OP-Datum	Gewicht kg	
Allgemeinzustand gut / mittel / schlecht		Psyche optimistisch / unauffällig / depressiv	
Schmerzen			
Knie: keine / medial / lateral / dorsal / infrapatellar / Pes anserinus / gesamt Andere:			
Patella: keine / medial / lateral / retro / Oberrand / Patella Spitze / gesamt			
Ruhezustand	keine oder vernachlässigbar / gering oder gelegentlich / mäßig gelegentlich / mäßig dauernd / stake		
Gehen	keine oder vernachlässigbar / gering oder gelegentlich / mäßig gelegentlich / mäßig dauernd / stake		
Treppe steigen	keine oder vernachlässigbar / gering oder gelegentlich / mäßig gelegentlich / mäßig dauernd / stake		
Narben: keine	OP-Narbe	Pin: Femur / Tibia / Becken	Draht Femur: medial / lateral Draht Tibia: medial / lateral
Befund			
Strecken/Beugen / /		Beugekontraktur keine / $\leq 5^\circ$ / $5^\circ - 10^\circ$ / $11^\circ - 15^\circ$ / $16^\circ - 20^\circ$ / $\geq 20^\circ$	
Muskelkraft 0 / 1 / 2 / 3 / 4 / 5		Aktives Streckdefizit kein / 5° / 10° / $15^\circ - 20^\circ$ / $\geq 20^\circ$	
Stabilität	medial $^\circ$ / lateral $^\circ$	insgesamt $< 5^\circ$ / $6^\circ - 9^\circ$ / $10^\circ - 14^\circ$ / $> 15^\circ$	
	anteroposterior < 5 mm / $5 - 10$ mm / > 10 mm		
Anatomische Beinachse (frontal) $^\circ$ varus / valgus			
Erguß nein / ja	Überwärmung nein / ja		
Funktion			
Gehen unmöglich / nur in Wohnung / < 500 m / $500 - 1000$ m / $1000 - 2000$ m / unbegrenzt			
Treppe unmöglich / auf mit Handlauf, ab unmöglich / auf & ab mit Handlauf / normal auf, ab mit Handlauf / normal			
Gehilfe Rollstuhl / 2 UA - Gehilfen oder Gehwagen / 2 Handstöcke oder 1 UA - Gehilfe / 1 Handstock / keine			
Einschränkungen keine / kontralaterales Knie / ipsilaterale Hüfte / kontralaterale Hüfte / Wirbelsäule / ob. Extremitäten			
öffentliche Verkehrsmittel alleine / mit Hilfe / unmöglich			
Röntgenbefund			
Patellastellung tangential: zentral / lateral / subluxiert / luxiert		seitlich: alta / normal / baja	
Periprothetischer Saum keiner / Femur / Tibia / Patella			
Lokalisation (Zonen) und Ausmaß (mm) spezifizieren:			
Komplikationen nach der Entlassung			
Lokale: keine / Hämatom / Hautnekrose / Fraktur / Infekt Lokalisation: Lockerung: Femur / Tibia / Patella : aseptisch / septisch Andere:			
Allgemeine: keine / Thrombose / Lungenembolie Andere:			
Reoperation: keine / Narkosemobilisation / Sekundärnaht / Wundrevision / Hämatomausräumung / Nekrosexzision Arthroskopie / Weichteileingriff / Patella-Ersatz / Inlay-Wechsel / Synovialektomie / lat. Release Andere:			
Patientenzufriedenheit ja / nein - Warum?			
Ausgeschieden nein / Prothesenwechsel / nicht mehr erfassbar / zurückgezogen / verstorben Datum:			
Bemerkungen:			
Datum / Name / Unterschrift:			

6.3.5 Präoperativer Erhebungsbogen zur Knieprothese (NexGen)

Pat-Aufkleber		Untersuchungsbogen für Knie-Endoprothesen		Präoperative Bewertung	
		Doku-Nr.:			
Seite	rechts / links	Größe	cm	Gewicht	kg
Arbeitsverhältnis:		Ja / Zeitweise nicht arbeitsfähig		Nein	
Wohnt zu Hause:		Allein Mit Partner			
		Unabhängig Mit Hilfe von Dritten			
Wohnt im Altersheim		Eintrittsdatum:			
Diagnose:					
Osteoarthritis		Rheumatische Arthritis		Posttraumatische Arthritis	
Andere spezifizieren:					
Voroperationen: Nein / Ja welche:					
Weitere Beeinträchtigungen:					
Anderes Knie: Schmerzen, Steife:		Nein / Ja		Beugung ° Stabl: Nein / Ja	
Vor-Op: Nein / Ja welche:					
Andere Gelenke Schmerz, Steife Nein / Ja spezifizieren:					
Andere med. Faktoren, die die Mobilität beeinträchtigen		Nein / Ja spezifizieren:			
Andere TEP		Nein / Ja welche, wann:			
Knieschmerzen					
Ruheschmerzen		keine oder vernachlässigbar / gering		oder gelegentlich / mäßig / starke	
Gehen		keine oder vernachlässigbar / gering		oder gelegentlich / mäßig / starke	
Treppen steigen		keine oder vernachlässigbar / gering		oder gelegentlich / mäßig / starke	
Patello-Femorale Schmerzen		Nein / Ja			
Schmerzfreies Gehen		min Schmerz seit		Monaten Medikamente: Nein / b.Bed. / regelmäßig	
Funktionelle Aktivitäten					
Gehfähigkeit kann nicht		im Haus / bis zu 400m		/ bis zu 800m / bis zu 1600m / ohne Einschränkung	
Treppen steigen		unfähig / hoch mit Geländer, ab unmöglich		/ auf unebenem Gelände / normal rauf mit Geländer / normal	
Gehhilfen Rollstuhl		/ Gehwagen / 2 Stützen / 2 Handstöcke oder 1UA / 1 Handstock / keine			
Körperliche Bewertung					
Maximale Flexion		Hyperextension °		Streckhemmung °	
Anatomische Beinachse		° varus / valgus M-L Stabilität		<5° / 6° - 9° / 10° - 145°	
A-P Stabilität		< 5 mm / 5 - 10 mm / >10 mm		Muskelstärke (MRC-Skala) 0 / 1 / 2 / 3 5 4	
Röntgenbefund (Erst-Op)					
Osteophyten		keine oder beginnend / eindeutig		Gelenkspalt verschmälert kaum / häufig / rötlich	
Sklerose		keine / mäßig / ausgeprägt		Zysten Deformierung keine / Entzündung Femur / ausgeprägt	
Wechsel					
Anzahl Prothesenwechsel bisher:					
Lockerung Femur		Nein / Ja		Implantatwanderung Nein / Ja	
Lockerung Tibia		Nein / Ja		Entzündungszeichen im Labor Nein / Ja	
Lockerung Patella		Nein / Ja		Abstrich, Punktion Nein / Ja	
Substanzverlust Femur		Nein / Ja		Erregernachweis Nein / Ja	
Substanzverlust Tibia		Nein / Ja		Erreger:	
Verschleiß Gleitfläche		Nein / Ja			
Allgemeine Bemerkungen					
Ausgefüllt von:		Position:		Datum:	

6.3.6 Erhebungsbogen bei Entlassung (NexGen)

Patient:		Knieendoprothesen	
		Entlassungs-Doku	
Doku-Nr:		KN-	
Bewegungsumfang postop			
Max Beugung °	Hyperextension °	Streckhemmung °	Quadriceps fem Schwäche °
Treppensteigen möglich Ja / Nein Wenn nein – opbedingt: Ja / Nein			
Gehen möglich selbständig Ja / Nein Wenn nein – opbedingt: Ja / Nein			
Tgl. Hygiene möglich Ja / Nein Wenn nein – opbedingt: Ja / Nein			
Postoperative Komplikationen		Nein / Ja	
Tiefe Beinvenenthrombose Narkosemobilisation Wundausfluß:		bedeutend / wenig	
Wundheilungsstörung Infekt: oberflächlich / tief / GelenkKeim:			
Antibiotika: Nein / Ja Welche:			
Andere:			
Reintervention:			
Medizinische Komplikationen (z.B. Herzanfall, Harnwegsinfekt, Pneumonie, Verdauung)			Nein / Ja
Wenn ja, spezifizieren:			
Behandlung:			
Bluttransfusion	Nein / Ja	Eigenblut Anzahl: Fremdblut Anzahl:	
Antibiotika	Nein Single shot Zweitgabe Öfter		
Thromboseprophylaxe	Nein / Ja		
Tag der Entlassung:		Wohin:	
Nach Hause		Gegen ärztl. Rat Reha: amb / stat Pflegeeinrichtung Psychiatrie	
Verlegung: anderes Krhs / mit nachfolgender Rückverlegung / im Rahmen einer Zusammenarbeit			
Wiederaufnahme geplant Andere:			
Gestorben Nein / Ja Ursache:			
TEP - Wechsel:		Röntgen:	
Entzündungszeichen präoperativ im Labor	Nein / Ja	Mechanische Achse:	Präop
Abstrich Nein / Ja			Postop
			Femur ap
			Tibia ap
Erregernachweis Nein / Ja		Notching	Nein / Ja
Allgemeine Bemerkungen:			
Name Datum:			

Bogen nach Entlassung ausgefüllt zu Frau Dr. Mai

6.4 Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name	Ahmadian, Mohammad Rauf
Geburtsdatum	24.03.67
Geburtsort	Iran / Sardasht
Familienstand	verheiratet, 2 Kinder
Staatsangehörigkeit	deutsch

Schul Ausbildung

1973-1985	Grundschule und Gymnasium im Iran
1985	Abitur
4/88-11/88	deutscher Sprachkurs
2//89-12/91	Kurs zur Vorbereitung auf die Abiturprüfung
18.12.1991	Allgemeiner Hochschulreife

Freiwilliges soziales Jahr

4/1992-8/1993	Freiwilliges soziales Jahr in der Orthopädischen Klinik Kassel
---------------	---

Studium

1994-2000	Studium der Humanmedizin in Mainz an der Johannes Gutenberg-Universität
3/96	Ärztliche Vorprüfung
4/97	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
8/99	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

11/2000	Dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10/1999-11/2000	Praktisches Jahr an der Uniklinik Mainz

Beruflicher Werdegang

1/01-6/02	Arzt in Praktikum an der Orthopädischen Klinik Kassel
7/2002-9/2004	Assistenzarzt an der Orthopädischen Klinik Kassel
10/2004-12/2005	Assistenzarzt in der chirurgischen Abteilung Rotes Kreuz Krankenhaus Kassel
Seit 01.01.06	Assistenzarzt an der Orthopädischen Klinik Kassel

6.5 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren in Mainz:

Benkert, Bhakdi, Brockerhoff, Dick, Faust, Gerhardt, Haimagyi, Hoffmann
Hopf, Huppmann, Junginger, Kirkpatrick, Konderding, Konietzko, Kutzer,
Kutzner, Löffelholz, Maurer, Meyer zum Büschenfelde, Michaelis, Nawrath,
Pfeiffer, Reichel, Römer, Schmidt, Schulte, Schönberger, Schönhense, Schulte
Thüroff, Vaupel, Vollrath, Wanitschke, Zeile

6.6 Danksagungen

Mein ganz besonderer Dank gilt *Herrn Prof. Dr. med. W. Siebert* für die Überlassung des Dissertationsthemas und für seine Unterstützung bei der Arbeit.

Fr. Dr. med. Mai danke ich recht herzlich für die unermüdliche Betreuung der Dissertation, Korrektur der Arbeit und Ermunterung. Ihr verdanke ich zahlreiche Anregungen bei der Auswertung und Fertigstellung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. Dr. Lautsch danke ich für die hilfreiche Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Daten.

Herrn PD Dr. med. Richter danke ich für zahlreiche Anregungen und Diskussionen bei der Bearbeitung der Dissertation und statistischen Auswertung der Arbeit.

Fr. Gieche danke ich für die Korrektur der Arbeit.

Ein ganz besonderer Dank gebührt sicherlich meiner Familie, ohne derer Unterstützung und Aufmunterungen, weder Studium noch diese Arbeit überhaupt möglich gewesen wäre und meinen Eltern für die Ermöglichung meines Studiums.